

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Design a realizace prototypu kožního kolorimetru
Design and Realisation of Skin Colorimeter Prototype

2016

Dan Kamenský

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student:

Dan Kamenský

Studijní program:

B2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901R039 Biomedicínský technik

Téma:

Design a realizace prototypu kožního kolorimetru
Design and Realisation of Skin Colorimeter Prototype

Jazyk vypracování:

čeština

Zásady pro vypracování:

1. Rešerše dané problematiky se zaměřením na stávající komerční řešení.
2. Úvod do problematiky kvalitativního stanovení pigmentačních změn kůže se zaměřením na hypertrofické jizvy po popáleninových traumatech.
3. Teoretické možnosti technického řešení konstrukce beta verze kožního kolorimetru s popisem měřicích principů.
4. Návrh a realizace beta verze prototypu kožního kolorimetru dle reálných možností.
5. Pilotní testování navrženého prototypu a jeho ověření v klinické praxi.
6. Na základě výsledků klinických měření navrhnout postup k eliminaci nedostatečných funkcí pro další úspěšné klinické použití v oblasti popáleninové medicíny.
7. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] WILHELM, Klaus-Peter, Peter ELSNER, Enzo BERARDESCA a Howard I. MAIBACH. *Bioengineering of the Skin: Skin Imaging & Analysis: Dermatology: Clinical & Basic Science*. CRC Press, 497 s. ISBN 978-1420005516.
- [2] BERARDESCA, Enzo, Peter ELSNER, Klaus-Peter WILHELM a Howard I. MAIBACH. *Bioengineering of the Skin: Methods and Instrumentation, Svazek 3: Dermatology: Clinical & Basic Science – Svazek 9*. Taylor & Francis. 160 s. ISBN 978-0849383748.
- [3] FROSCHE, Peter J. a Albert M. KLIGMAN. *Noninvasive Methods for the Quantification of Skin Functions: An Update on Methodology and Clinical Applications*. Springer Science & Business Media, 319 s. ISBN 978-3642781575.
- [4] PIERRE AGACHE; PHILIPPE HUMBERT (HRSG.). FOREWORD BY HOWARD I. MAIBACH. *Measuring the skin*. Berlin [u.a.]: Springer, 2004. ISBN 978-3540017714.
- [5] *BioOptics World* [online]. [cit. 2015-10-21]. ISSN 2154-9176.
- Dostupné z: <http://www.bioopticsworld.com/>.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Iveta Bryjová**

Datum zadání: 01.09.2015

Datum odevzdání: 29.04.2016



doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě dne: 29. dubna 2016

Kanovsky.....
podpis studenta

Poděkování

Rád bych poděkoval Ivetě Bryjové za odbornou pomoc a konzultaci při vytváření této bakalářské práce. Janovi Pinterovi za spolupráci a poskytnutí 3D tiskárny a své rodině za psychickou podporu.

Abstrakt

Hypertrofické jizvení po popáleninách představuje nejčastější komplikaci popáleninových traumat, zejména u hlubokého stupně popálenin, kdy dochází k destrukci epidermis a dermis. Za normálních okolností probíhá hojení ve třech fázích: zánětlivé, proliferační a remodelační fázi. Při komplikovaném hojení je riziko rozvoje hypertrofických, funkčně omezujících a esteticky nevyhovujících jizev obzvláště vysoké. Hypertrofické jizvy vznikají v rozsahu primární rány a vystupují nad niveau okolní kůže, jsou bolestivé, tuhé, svědivé, zpočátku rudé, a mohou se rozvinout až jizevnaté kontraktury s nutností operační léčby. Pro klinickou evaluaci popáleninových jizev a jejich odezvy na terapii se rutinně používá několik škál: Patient and Observer Scar Assessment Scale, Visual Analog Scale, Manchester Scar Scale, a nejčastěji používaná Vancouver Scar Scale, která je založena na hodnocení pigmentace, výšky, poddajnosti (pliability) a vaskularizace jizvy. Evaluace jizev pomocí uvedených škál je inherentně subjektivní – závisí na zkušenosti a dovednosti posuzujícího lékaře. Tato bakalářská práce se zabývá metodikou objektivního posuzování pigmentace jizev a jejich časového vývoje na základě dat získaných pomocí navrženého kožního kolorimetru. Toto zařízení bude sloužit ke klinickým účelům na popáleninovém centru Fakultní nemocnice Ostrava.

Klíčová slova

Kožní kolorimetr, VSS, popáleniny, pigmentace kůže, měření barvy kůže, hypertrofické jizvy, keloidní jizvy

Abstract

Hypertrophic scars caused by burns represent one of the most common complications of burn trauma, especially in higher degree burns that cause destruction of epidermis and dermis. Normally, the healing process has three phases: inflammatory, proliferative, and remodeling. A more complicated healing process carries with it an exceptionally high risk of causing hypertrophic, movement limiting, and esthetically displeasing scarring. Hypertrophic scars are created within the extent of the primary wound and enter the surrounding skin above the niveau, they are painful, rigid, and itchy, are initially red, and can develop into contractures that require surgery. The following scales are used for clinical evaluation of burn scars and their response to therapy: Patient and Observer Scar Assessment Scale, Visual Analog Scale, Manchester Scar Scale, and the most commonly used, Vancouver Scar Scale, which is based on evaluating pigmentation, height, pliability and scar vascularization. The evaluation of scars using the listed scales is inherently subjective, it depends on the experience and ability of the evaluating physician. This bachelor's thesis focuses on the methodology of objective evaluation of scar pigmentation and their development over time, based on the data acquired from the designed skin colorimeter. This device will be used for clinical purposes in the burn center of University Hospital Ostrava.

Key words

Skin colorimeter, beta prototype, burn scars, measurement of skin color, hypertrophic and keloid scars

Obsah

Seznam použitých symbolů.....	10
Seznam použitých zkratk.....	11
Seznam ilustrací a seznam tabulek.....	12
Úvod.....	14
1.1 Rešerše publikované literatury.....	15
1.1.1 Východiska rešerše	15
1.1.2 Výsledky rešerše	15
2 Teoretická část	22
2.1 Historie.....	22
2.2 Metoda kolorimetrie.....	23
2.2.1 Absorpce světla	23
2.2.2 Fotometrie	25
2.2.3 Kožní kolorimetrie	25
2.2.4 Princip měření kožního erytému	25
2.3 Teoretické možnosti konstrukčního řešení	26
2.3.1 Metody	26
2.4 Úvod do anatomie kůže.....	28
2.4.1 Vlastnosti a funkce.....	28
2.4.2 Stavba.....	29
2.4.3 Funkce melaninu v podkoží	30
2.5 Klinické hodnocení kůže.....	30
2.5.1 Hypertrofická a keloidní jizva.....	30
2.5.2 Léčba jizev	31
2.5.3 Škály pro klinické hodnocení jizev	31
2.6 Detekce kůže dle barevného prostoru	32
2.6.1 RGB barevný prostor	32
2.6.2 Kolorimetrický barevný prostor.....	32
3 Praktická část	35
3.1 Koncept návrhu	35
3.2 Design	35
3.3 Dílčí komponenty.....	35

3.3.1	Senzor TSC230	35
3.3.2	Arduino UNO	38
3.3.3	LCD displej	39
3.4	Průběh procesu výroby DSC1	39
3.4.1	Hardwarové řešení	39
3.4.2	3D Tisk.....	41
3.4.3	Softwarové řešení.....	45
3.5	Testování	47
3.5.1	Analýza a zhodnocení výsledků.....	52
3.5.2	Eliminace nedostatků	53
Závěr.....		54
Použitá literatura		56
Seznam příloh.....		58

Seznam použitých symbolů

Symbol	Jednotky	Význam symbolu
A	Bezrozměrná	Extinkce
a	Bezrozměrná	Transmitance
b		Propustnost prostředí
c	$\text{m}^2 \cdot \text{mol}^{-1}$	Počet grammolekul v 1 l roztoku
d	cm	Vrstva
Ee	mW/cm^2	Intenzita dopadajícího záření
f_0	Hz	Výstupní frekvence
P	W	Výkon
I_0	lux	Počáteční intenzita
I_1	lux	Výsledná intenzita
R	Ohm	Odpor
Re	$\text{kHz}/(\text{mW}/\text{cm}^2)$	Reakce senzoru pro danou vlnovou délku
U	V	Napětí
λ	m	Vlnová délka
ε		Konstanta úměrnosti

Seznam použitých zkratek

Zkratka	Význam
ABS	Akrylonitrilbutadienstyren (termoplastický průmyslový kopolymer)
AU	Arduino Uno (Open-source počítačová platforma)
VSS	Vancouver Scar Scale (hodnotící škála)
UV	Ultrafialové záření
FNO	Fakultní nemocnice Ostrava
DSC1	Detection of Scar Colour (typové označení prototypu)
IDE	Integrated Development Environment (vývojové prostředí)
LCD	Liquid Crystal Display (Displej z tekutých krystalů)
FDM	Fused Deposition Modeling (technologie 3D tisku)
CIE	The International Commission on Illumination (Mezinárodní komise pro osvětlování)
VoIP	Voice over Internet Protocol
DUP	Dopplerův ultrazvukový průtokoměr
IOS	iPhone Operating System
POSAS	The Patient and Observer Scar Assessment Scale
VAS	Visual Analog Scale (vizuální analogová škála)
RGB	Red, Green, Blue (aditivní způsob míchání barev)
LED	Light-Emitting Diode (dioda emitující světlo)
AVR	Mikročip (firma Atmel)
RISC	Reduced Instruction Set Computing (redukovaná instrukční sada)
CISC	Complex Instruction Set Computing (komplexní instrukční sada)
PMW	Pulse Width Modulation (pulzně šířková modulace)
PLA	Polylactic Acid (kyselina polymlečná)
PEI	Polyetherimidová vlákna

Seznam ilustrací a seznam tabulek

Číslo ilustrace	Název ilustrace	Číslo stránky
Obrázek 0.1:	Procentuální závislost reflektance a vlnové délky.....	18
Obrázek 2.1:	Přenosný a laboratorní fotometr.....	22
Obrázek 2.2:	Portfolio jednotlivých vlnových délek.....	24
Obrázek 2.3:	Ukázka digitálního dermatoskopu.....	27
Obrázek 2.4:	Model kůže.....	29
Obrázek 2.5:	3D model RGB barevného prostoru.....	32
Obrázek 3.1:	Model CIELAB.....	33
Obrázek 3.2:	Vyznačené pole fotodiod u senzoru TSC230.....	36
Obrázek 3.3:	Popis vývojové desky Arduino UNO.....	38
Obrázek 3.4:	Elektrické schéma kolorimetru DSC1.....	40
Obrázek 3.5:	První zapojení senzoru s vývojovou deskou.....	40
Obrázek 3.6:	Pohled na návrh ze shora.....	42
Obrázek 3.7:	Pohled zprava.....	43
Obrázek 3.8:	Pohled zepředu.....	43
Obrázek 3.9:	Okótovaný pohled zespodu.....	44
Obrázek 3.10:	Okótovaný pohled zezadu.....	44
Obrázek 3.11:	Pohled na výsledný kryt senzoru.....	45
Obrázek 3.12:	Zobrazení RGB hodnot na LCD displeji.....	46
Obrázek 3.13:	Dorzální část levé paže.....	47
Obrázek 3.14:	Fotografie dorzální oblast pravé ruky bez postižení.....	48
Obrázek 3.15:	Oblast jizvy na levém rameni.....	49
Obrázek 3.16:	Ukázka hypertrofické jizvy na pravém stehnu.....	50
Obrázek 3.17:	Fotografie testované oblasti levého bérce.....	51

<i>Tabulka 0.1: Vnitřní odhad reliability Chroma Metru pro parametry L^* a b^*.</i>	<i>16</i>
<i>Tabulka 0.2: Relativní spolehlivost v oblasti zběželní kůže pro Tivi a kolorimetr.</i>	<i>17</i>
<i>Tabulka 2.1: Rozdíly mezi hypertrofickou a keloidní jizvou.</i>	<i>30</i>
<i>Tabulka 3.1: Popis funkce jednotlivých pinů senzoru TSC230.</i>	<i>36</i>
<i>Tabulka 3.2: Jednotlivé přiřazení filtrů určitému nastavení pinů.</i>	<i>36</i>
<i>Tabulka 3.3: Seznam součástí.</i>	<i>39</i>
<i>Tabulka 3.4: Zapojení jednotlivých pinů s vývojovou deskou.</i>	<i>39</i>
<i>Tabulka 3.5: Popis propojení pinů se senzorem TSC230</i>	<i>40</i>
<i>Tabulka 3.6: Zapojení a popis LCD displeje dle příslušných pinů</i>	<i>41</i>
<i>Tabulka 3.7: Zobrazení jednotlivých hodnot naměřených kolorimetrem DSC1.</i>	<i>47</i>
<i>Tabulka 3.8: Naměřené hodnoty RGB z kožního kolorimetru pro druhého dobrovolníka.</i>	<i>48</i>
<i>Tabulka 3.9: Přehled naměřených hodnot zleva pro jizvu a zprava pro zdravou část ramene.</i>	<i>49</i>
<i>Tabulka 3.10: Znázornění naměřených RGB hodnot kolorimetrem pro oblast ramene.</i>	<i>50</i>
<i>Tabulka 3.11: Naměřené RGB hodnoty pro oblast levého bérce.</i>	<i>51</i>

Úvod

Primárním cílem této bakalářské práce bylo navrhnout a následně zrealizovat první verzi prototypu měřicího zařízení – kožního kolorimetru pro stanovení barevných změn lidské kůže, zejména pak úroveň pigmentace hypertrofických jizev po popáleninových traumatech. Pro testování zařízení v klinické praxi (Popáleninové centrum FNO), bylo nezbytné, aby měřicí zařízení disponovalo jednoduchým a intuitivním ovládáním a rychlým záznamem výsledků. Hlavním cílem bylo směřovat vývoj na měření pigmentačních změn rozsáhlých hypertrofických jizev, které vznikají zejména u hlubokého stupně popálenin, kdy dochází k destrukci epidermis a dermis.

Pro úspěšný vývoj měřicího zařízení bylo nezbytné do této práce zahrnout nejen technickou část (fyzikální principy světla, detekce světla, základy optiky a elektroniky), ale také klinickou část (anatomii a fyziologii kůže, proces hojení kůže, vznik hypertrofických jizev, současné možnosti klinického hodnocení a diagnostiky hypertrofického jizvení). Na základě těchto znalostí bylo možné přistoupit k návrhu zařízení a samotné realizaci a na základě klinického testování stanovit kvalitu a přesnost měřicího zařízení a určit numerický rozsah, pro který je kožní kolorimetr schopen detekovat barevné odchylky kůže. Z těchto výsledků definovat konstrukční a měřicí nedostatky a ty využít pro další zpracování finální verze v rámci řešení diplomové práce. Finální výsledek by měl odpovídat plnohodnotnému měřicímu zařízení pro klinické využití.

Bakalářská práce byla rozdělena na část teoretickou a část praktickou. V teoretické části je řešena problematika kolorimetrických metod a technik. Popsán je také proces hypertrofického jizvení, anatomie a fyziologie kůže, subjektivní pohled klinika a klinické hodnocení hypertrofických jizev, dále pak definice barevného prostoru a detekce kůže na základě těchto barevných prostor. V části praktické je nejdříve popsána část, která se zabývá návrhem samotného zařízení, popisem jednotlivých komponent, elektronických součástí a schématem zapojení do měřicího okruhu. V dalším kroku je část realizace, kde jsou definovány a detailně popsány postupné kroky výroby měřicího zařízení. Hardwarové a softwarové řešení zařízení, softwarové řešení a v neposlední řadě také externí (design) řešení, které je v souladu s požadavky na konstrukci a bezpečnost lékařských elektronických přístrojů a zařízení.

Teoretické a praktické znalosti vedly k úspěšné realizaci měřicího zařízení s typovým označením DSC1 (Detection of Scar Colour), který byl testován v klinickém provozu na Popáleninovém centru FN Ostrava.

1.1 Rešerše publikované literatury

Počet článků: 4

Časové vymezení: 1996–2015

Klíčová slova:

Kožní kolorimetr, měření barvy kůže, popáleniny, hypertrofické jizvy

Keywords:

Skin colorimeter, measurement of skin colour, burn scars, hypertrophic scars

1.1.1 Východiska rešerše

Subjektivní metody hodnocení barevných změn hypertrofických jizev po popáleninovém traumatu jsou hojně popisovány v odborných článcích, publikovaných ve světových impaktovaných žurnálech. Metoda detekce barvy kůže objektivním způsobem, však už tak častá není. V následující části dokumentu jsou zpracovány odborné články, které se touto tematikou zabývají.

Rešerše byla provedena přes zdroje databáze Web of Science Core Collection. Ve které se vyskytovaly články popisující současné komerčně vyráběné přístroje, které se specializují na měření barvy lidské kůže.

Tato část bakalářské práce slouží k uvedení do problematiky tématu práce. Na základě průzkumu literárních pramenů se dále postupovalo k realizaci dílčích kroků.

1.1.2 Výsledky rešerše

Níže je uveden přehled publikací, které se věnují popisu různých metody měření. Cílem bylo nahlédnout do dané problematiky a určit nejlepší možný způsob konstrukčního řešení kožního kolorimetru. Závěry jednotlivých článků poukazují zejména na hojné využívání kolorimetrických metod, které by mohly být vhodným základem i pro řešení této bakalářské práce. Z rešerše je zřejmé, že není publikováno mnoho odborných prací, které by se konkrétně zaměřovaly na objektivní hodnocení barevnosti hypertrofických jizev po popáleninových traumatech.

ECKHARDT, L, J A MAYER, L CREECH, M R JOHNSTON, K J LUI, J F SALLIS a J P ELDER. **Assessing children's ultraviolet radiation exposure: the potential usefulness of a colorimeter.** *American Journal of Public Health.* 1996, **86**(12): 1802-1804. DOI: 10.2105/AJPH.86.12.1802. ISSN 0090-0036.

[1]Klinickým výzkumem bylo zjištěno, že výskyt rakoviny kůže v dospělosti má úzkou spojitost s působením ultrafialového záření v dětském věku, bylo bezpodmínečně nutné tuto závislost prozkoumat a stanovit vliv UV záření na barevné změny dětské kůže. Pro tuto klinickou studii bylo použito měřicí zařízení Chromameter 200, který sloužil pro posouzení barevných změn kůže v průběhu působení slunečních paprsků na lidskou kůži.

Studie se zúčastnilo 27 probandů mužského pohlaví a 31 ženského pohlaví. Ve věkovém rozmezí od 6 do 9 let. Subjekty byly ze studie vyřazeny pokud se na jejich těle vyskytovaly pihy (místa se zvýšeným množstvím kožního pigmentu) nebo pokud jejich kůže reagovala senzitivně na působení slunečního záření. Každý jednotlivec ve skupině podstoupil tři oddělené měření a to začátkem června 1994, koncem srpna 1994 a naposledy v únoru 1995.

K hodnocení kolorimetrických záznamů bylo využito barevného prostoru CIELAB. Hodnoty byly zaznamenávány pro každé roční období. U každého subjektu se měřilo na šesti částech těla. Na levé a pravé noze, levé a pravé ruce, na čele a v podpaží, které bylo měřeno jako kontrolní část těla, která není po většinu času vystavována přímému slunečnímu záření. V každé části byly provedeny čtyři měření.

Výsledky ukázaly, že největší barevná změna kůže nastala v oblasti předloktí a nejmenší v oblasti podpaží a čela (to je zdůvodněno tím, že celkem 30 subjektů mělo vlasy přes čelo). Z výsledků klinické studie plyne preventivní opatření pro problematické oblasti těla, zejména v období letních měsíců. Měření taktéž potvrdilo, že intenzita opálení je v letních měsících vyšší, než v zimních. Spolehlivost přístroje byla vypočtena pomocí Inter-rater reliability. Výsledky této statistické metody jsou uvedeny v následující tabulce (Tabulka 0.1)

Z té vyplývá, že spolehlivost je vysoká zejména pro měření parametru L^* a celkově dosahuje vyšších výsledků než 0,8. Závěrem lze říci, že v této studii byl otestován jeden z komerčních kolorimetrů Chromameter 300 od společnosti Konica Minolta. Při všech měřeních prokázal vysokou spolehlivost, proto byl pro měření barvy kůže doporučen.

Tabulka 0.1: Vnitřní odhad reliability Chroma Metru pro parametry L^* a b^* .

Tělní části	Reliabilita škály L^*	Reliabilita škály b^*
Spodní část dolní končetiny	0,91*	0,82*
Horní část dolní končetiny	0,99*	0,93*
Předloktí	0,97*	0,89*
Paže	0,99*	0,98*
Čelo	0,93*	0,97*
Podpaží	0,93*	0,80*

ZHAI, Hongbo, Heidi P. CHAN, Sara FARAHMAND, Gert E. NILSSON a Howard I. MAIBACH. **Comparison of tissue viability imaging and colorimetry: skin blanching.** Skin Research and Technology. 2009, vol.5(no.1).

[2]V článku je publikována technologie zpracování digitálního obrazu pro objektivní posouzení vyblednutí kůže a porovnání výsledků měření s referenčními kolorimetrickými metodami. Měření bylo realizováno pomocí kolorimetru Chroma meter 200 a TiVi600.

TiVi (Tissue Viability Imager TiVi600, WheelsBridge AB, Linköping, Švédsko) je digitální kamera, založena na polarizační spektroskopické technologii. Toto zařízení generuje snímky s vysokým rozlišením a s frekvencí (12 snímků/min). TiVi měří bezdotykově a tím umožňuje snímání větší oblasti kůže. Díky sofistikovanému softwarovému řešení umožňuje zpracovat měřené snímky, vyhodnotit množství erytému a úroveň vyblednutí dané oblasti oproti okolní kůži. Systém umožňuje automatickou konverzi snímků na kvantizaci dat.

Chroma Meter 200 (Konica Minolta, Tokyo, Japonsko) elektronické zařízení využívající optické komponenty. Funkční princip měření zahrnuje nasvícení daného místa pulzní xenonovou lampou a poté díky funkci dvojité zpětné vazby dokáže fotodioami snímat jak dopadající, tak odražené světlo. Výsledná data jsou zpracovávána v CIELAB barevném prostoru, kde L^* zastupuje jas barvy a hodnota a^* a b^* jsou barevné souřadnice. V tomto případě byl počítán barevný rozdíl dle vzorce.

$$E^* = (L^{*2} + a^{*2} + b^{*2})^{1/2} \quad (1.1)$$

Tento kolorimetr využívá tedy referenční metodu pro kvantitativní hodnocení blednutí. V této studii bylo blednutí kůže realizováno aplikací 100 mg gelu s obsahem kortikosteroidů na mediální stranu předloktí. Měření bylo provedeno pouze u čtyřech probandů ve věkovém rozmezí od 28 do 60 let (2 mužská a 2 ženská pohlaví), v tmavé místnosti se stabilní teplotou a vlhkostí. Překonání tyto a jiné omezení mohou technologie, které jsou založené na bezdotykovém, vzdáleném snímání s integrovanými funkcemi pro analýzu zachycených dat. Jednou z těchto technologií je Tissue Viability Imaging (TiVi), která je založena na zobrazení tzv. barevné mapy, ze které je čitelná koncentrace červených krvinek. Následně byla vyhodnocena průměrná hodnota těchto měření a porovnána mezi TiVi a Chromametrem. Relativní spolehlivost obou přístrojů je popsána v tabulce (Tabulka 0.2).

Tento článek opět poukázal na možné konstrukční řešení detekce barvy lidské kůže. Srovnával dvě odlišné metody. Výhody Chromameteru 200 jsou jednoduchá ovladatelnost, rychlé zobrazení výsledků a možnost jejich porovnávání. Jeho nevýhody jsou zejména rázu mechanického. Není příliš pravděpodobné, že zařízení je vždy přikládáno na pokožku pod stejným tlakem a úhlem. Proto je potřeba očekávat hodnoty s poměrně vysokým variačním koeficientem při opakovaných měřeních. Překonání tyto a jiné omezení mohou technologie, které jsou založené na bezdotykovém, vzdáleném snímání s integrovanými funkcemi pro analýzu zachycených dat jako je TiVi600, které dle výsledků může poskytnout přesnější měření, které vykazuje tady TiVi prokázala téměř dvojnásobně menší relativní spolehlivost, než kolorimeter (E^* hodnota).

Tabulka 0.2: Relativní spolehlivost v oblasti zběželní kůže pro Tivi a kolorimetr

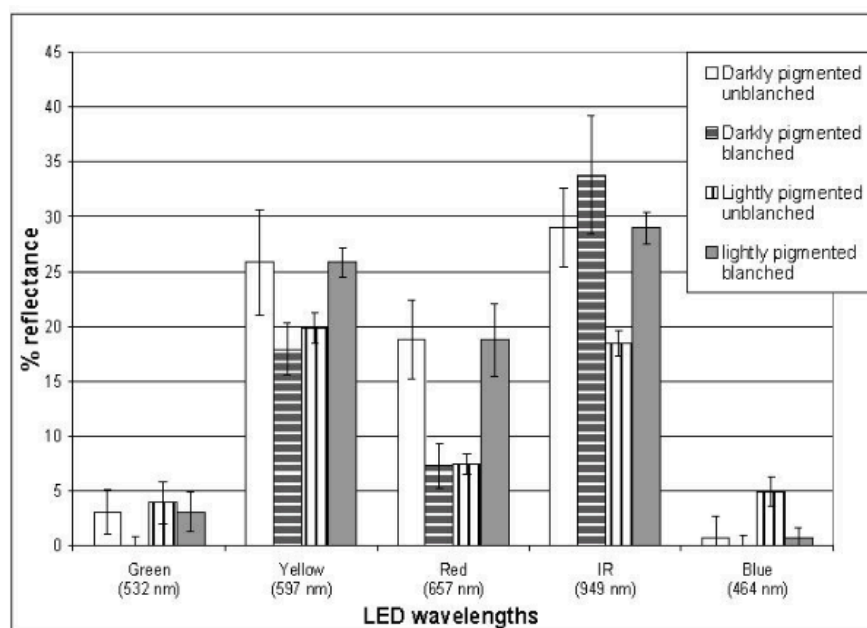
	Maximální hodnota	Minimální hodnota	Rozsah	95% interval spolehlivosti	Relativní spolehlivost
Parametr E^*	205,94	92,41	113,53	5,70	5,02
Parametr a^*	72,37	66,30	9,04	1,21	13,38
TiVi	14,5	3,06	11,44	0,55	4,81

GASPARD, Sanna, Todd PRZYBYCIEN a Mel SIEGEL. **Skin-Color-Compensated Colorimeter for Detection and Classification of Pressure Ulcers**. In: 2008 IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference [online]. IEEE, 2008, s. 1542-1547 [cit. 2016-04-27]. DOI: 10.1109/IMTC.2008.4547288. ISBN 978-1-4244-1540-3.

[3] Výzkumný team z Carnegie Mellon University v Pittsburghu se zaměřil na konstrukční vývoj přístroje, který by byl schopen diagnostikovat dekubit v jeho časném stádiu (dekubity v tomto stádiu jsou reagují nejlépe na terapii). Toto zařízení je složeno z LED diod, fotodiod a mikrokontrolérů. Rychlý a přesný sběr dat pak zajišťuje příslušný software. Princip je založen na optické zobrazovací spektroskopii, která využívá 5 LED diod vlnových délek (463,7 nm, 532,1 nm, 596 nm, 657 nm, 949,4 nm) a fototranzistorů. Princip měření je založen na detekci změn oxyhemoglobinu (HbO_2) a deoxyhemoglobinu při aplikování tlaku na pokožku.

Zařízení bylo zkonstruováno ze tří prototypových částí. První dvě sloužily k návrhu obvodů pro řízení LED diod. Třetí pak ke konstrukci finálního senzoru, který byl kruhového tvaru o průměru 5 cm. Po jeho obvodu bylo umístěno 5 LED diod, uprostřed fototranzistor. Celý tento senzor byl lemován černým matným papírem, který měl za úkol blokovat ambientní světelné signály a odstranit případný šum detekovaného signálu. Jednotlivé LED diody jsou po obvodu obaleny bílým papírem tak, aby se navzájem neovlivňovaly. Tím byly zamezeny veškeré případné odchylky.

Testování přístroje bylo provedeno na horní končetině. Nejdříve bylo měření uskutečněno pro kostnatou část ruky, tedy v oblasti loktu a poté na dlaní. Při jednotlivých měřeních se vždy na stejném místě měřilo s aplikováním tlaku a následně bez použití tlaku vždy po dobu 15 s a to u jedinců se světlou (hypopigmentace) i tmavou (hyperpigmentace) pigmentací. Výsledky prokázaly, že přístroj je schopen rozlišit i mezi barvami, které jsou si navzájem velice podobné, což bylo otestováno při měření dvou téměř identických odstínů červeného spektra, kdy přístroj vykázal jemné rozdíly v množství odraženého světla.



Obrázek 0.1: Procentuální závislost reflektance a vlnové délky dané barvy.

Přirozené rozdíly v koncentraci melaninu v rámci populace, umožňují tomuto prototypu identifikovat různé barvy a odstíny kůže založené na spektrálním mapování skrze vlnové délky LED diod. Tato schopnost je důležitá k charakteristice různých odstínů stejné barvy kůže, při identifikaci hematomů a přirozeného kolísání odstínů způsobeného hyperémií. Důležitou funkcí zařízení pro identifikaci I. stádia dekubitů je schopnost měřit změnu v koncentraci Hb a HbO₂ během testu zbělení. Nicméně, aby se přesně změřila tato koncentrace je zapotřebí získat spektrální rozdíly mezi zbělenou a nezbělenou částí. Výsledky z experimentu 3 ukazují, že prototyp může rozlišit spektrální změny mezi hyper a hypopigmentovanou pokožkou, která je zbělená versus hyper a hypopigmentovanou pokožkou, která není zbělena (viz .Obrázek 0.1).

MATIAS, Ana Rita, Marta FERREIRA, Paulo COSTA a Patrícia NETO. **Skin colour, skin redness and melanin biometric measurements: comparison study between Antera ® 3D, Mexameter ® and Colorimeter ®.** Skin Research and Technology [online]. 2015, 21(3), 346-362 [cit. 2016-04-27]. DOI: 10.1111/srt.12199. ISSN 0909752x.

[4]Hlavní cíl této studie byl zhodnotit potenciál nově dostupného zařízení Antera 3D a následně ho porovnat s nejpoužívanějšími přístroji v dermatologii Mexameter MX18 a Skin–Colorimeter CL 400. Technické vlastnosti byly u těchto přístrojů testovány a porovnávány u měření množství melaninu, barvy a zarudnutí (hyperémie) kůže. Kontrolovanými parametry byly reprodukovatelnost měření, citlivost a přesnost přístroje.

Mexameter MX 18 (Courage Khazaka, Německo)

Je zařízení, které pracuje na základě reflektance a absorpce světelného záření. Je složeno z 16 LED diod, které jsou uspořádány kruhovitě, ty jsou rozděleny do čtyř skupin, kdy každá emituje záření o určité vlnové délce (568 nm, 660 nm, 870 nm), které odpovídají zelenému, červenému a infračervenému světlu. Pokud známe množství světla odraženého od kůže, je možné vypočítat velikost pohlceného světla, což definuje základní princip přístroje. Jednotlivé vlnové délky jsou přizpůsobeny různým typům měření. Pro měření hemoglobinu se využívá zeleného a červeného světla, pro množství melaninu LED diod emitujících infračervené a červené světlo. Aplikační plocha činí pro Mexameter 19,6 mm². Senzor je přiložen na pokožku pod konstantním tlakem (pružiny na konci měřicí sondy zajistí stabilní přitlak). Kalibrace je provedena stanovením rozsahu pro hodnotu absolutně bílé a absolutně černé pomocí desek, které odpovídají těmto barvám.

Colorimeter CL 400 (Courage Khazaka, Německo)

Je zařízení, které obsahuje pouze LED diodu bílého světla, ta má ovšem spektrální rozsah 440–670 nm. Emitované záření je kruhovitěho tvaru a po průchodu krytem senzoru je rozptýleno různými směry. Detekovaná data převede software na CIELAB barevný prostor, který byl už v předchozích článcích zmíněn. Avšak v tomto případě parametr a*, který se pohybuje na hranici od červené po zelenou zastupuje velikost zarudnutí. Jelikož zařízení pochází od stejného výrobce i jeho parametry jsou stejné. Velikost plochy příložené části senzoru je 19,6 mm² a kalibrace probíhá měřením černé a bílé desky.

Antera 3D (Miravex Limited, Irsko)

Funkce toho zařízení je mírně odlišná jelikož pracuje na principu zpracování digitálního obrazu. Antera obsahuje kameru, která nasvítí a následně snímá danou oblast z různých úhlů (pomocí LED diod celého viditelného spektra). Společně s prostorovou analýzou obrazu je zařízení schopno snímat topografická data i koncentraci chromoforů¹. Ze získaných dat je tak možné určit rozložení a koncentraci melaninu a hemoglobinu. Pořízené snímky jsou transformovány do spektrálních reflektančních map. Tyto data jsou následně přepočítána do absorpčních koeficientů, z kterým je možné pomocí matematické korelace vypočítat koncentraci hemoglobinu a melaninu, pokud jsou

¹ Chromofor – látka, absorbující elektromagnetické záření, častěji část molekuly, odpovědná za absorpci záření, často i ultrafialového. Např. chromoforem hemoglobinu je hem, chromoforem bílkovin v blízké UV oblasti (280 nm) jsou aromatické kruhy tyrosinu a tryptofanu, chromoforem nukleových kyselin u 260 nm jsou jejich base.

absorpční spektra těchto chromoforů známa. Zařízení umožňuje snímat mnohonásobně větší plochu kůže (3136 mm^2).

Výsledky srovnávání těchto zařízení v této studii ukázaly, že Antera má větší citlivost v analýze melaninu a taktéž lepší schopnost rozlišení erytému a melaninu. Je taktéž důležité zmínit, že při měření množství melaninu v oblasti zarudnutí prokázala Antera taktéž větší přesnost. Pokud jde o parametry $L^*a^*b^*$, kterých využíval Mexameter a Colorimeter, byly výsledky citlivosti totožné (obě zařízení pracují na téměř totožném principu). Uspokojivá korelace byla zjištěna mezi Anterou a Colorimetrem pro parametr a^* , pokud byla měřená oblast bez erytému nebo zvýšené pigmentace a pro parametry L^* a a^* , pokud byla oblast definována jako normální. Dobrou korelaci taktéž prokázaly u měření hemoglobinu Anterou a parametrem a^* u Colorimetru pro kůži normální a taktéž pro vyšší hodnotou zarudnutí. Antera a Mexameter prokázaly vyšší korelaci melaninu při normální kůži a při hyperpigmentaci.

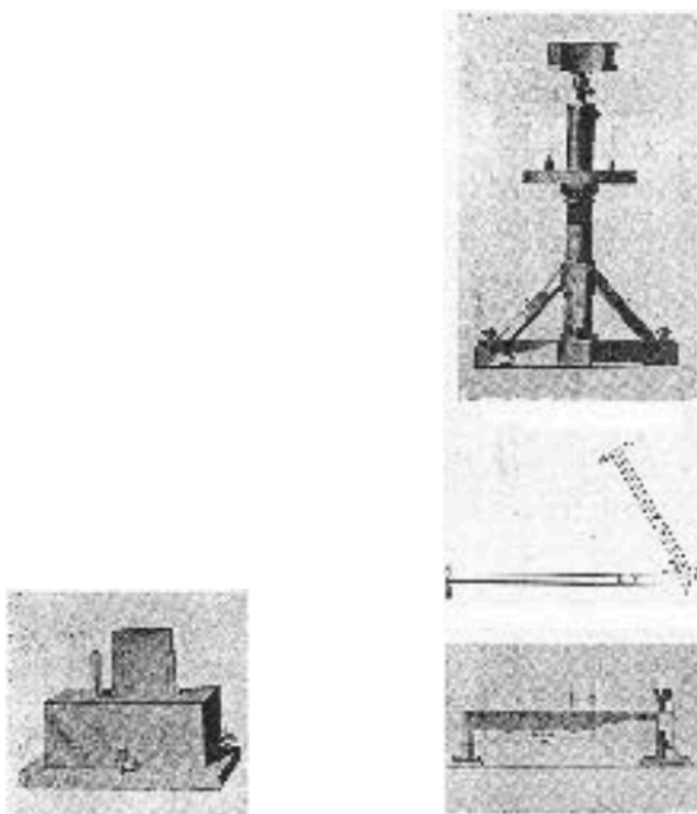
Výsledek rešerše

Výsledkem zpracované rešerše je souhrn dostupných komerčních přístrojů, které slouží k detekci barvy lidské kůže. Možnost měření pigmentace kožního krytu kolorimetrickými nebo spektrofotometrickými metodami či algoritmem rozpoznání obrazu je reálné. Touto problematikou se také zabývají další podobné publikace zaměřené na neinvazivní objektivní hodnocení lidské kůže [24].

2 Teoretická část

2.1 Historie

Kolorimetrie jako odvětví vědy je považována za jednu z nejstarších fyzikálně-opticko-chemických metod. Už v 18. století Pierre Bouguer experimentálně ověřil, jak se zeslabuje intenzita světla prochází-li skleněnými deskami o různé síle a popsal závislost světelné intenzity vycházejícího světla na tloušťce skleněné vrstvy. Tentýž zákon byl o 30 let později matematicky definován Johannem Heinrichem Lambertem, který si zakládal na analyticko-matematickém vyjádření přírodních jevů. Třetím významným vědcem byl Sir Benjamin Thomson, jenž vynalezl vizuální fotometr, kterým byl schopen měřit průchod světla sklem, odrazivost zrcadel, relativní účinnost svíček, lamp, olejových hořáků a pochopit tak hlouběji fyzikální vlastnosti intenzity světla. Na rozdíl od Bouguera, který se soustředil na přírodní jevy a Lamberta, jehož zájem směřoval na matematickou stránku věci, Thomson věnoval svůj výzkum praxi. Jeho fotometr byl složen z dřevěného válce umístěného vertikálně k bílému listu papíru a dvou světelných zdrojů, které byly umístěny na pohyblivých stojanech několik stop navzájem od sebe (Obrázek 2.1) [7].



Obrázek 2.1: Vlevo: přenosný fotometr. Vpravo: Laboratorní fotometr, plán a nadhled. Z Buckley H 1944 Trans. Illum. Eng. Soc. 9 73–88.

Thomson pak sledoval a srovnával stíny válce způsobené těmito světly a pohyboval stojany tak dlouho, dokud nebyla hustota stínů téměř stejná. V roce 1852 August Beer doplnil tento zákon o vztah mezi světelnou absorpcí a koncentrací barevné látky v roztoku přítomné. Na základě tohoto zákona vznikly první kolorimetrické přístroje. Nejznámější se nazývá Duboscqův (1854), který byl založen na vizuálním srovnání barevných roztoků. Následovalo časové rozmezí, kdy se kolorimetrické přístroje snažily dosáhnout hranice, která co nejpřesněji simulovala pozorovací schopnosti lidského oka. Toho bylo dosaženo v roce 1925 příchodem Pulfrichova fotometru a následně Leitzova absolutního kolorimetru (1933). Další významným obdobím v historii kolorimetru je vynález fotoelektrických článků. S jeho využitím byl v roce 1911 vyroben fotoelektrický kolorimetr, který pomocí objektivního proměřování odstranil vizuální srovnávání roztoků. Roku 1920 byl pak poprvé za použití fotoelektrického článku kolorimetricky poměřován hemoglobin [7].

2.2 Metoda kolorimetrie

2.2.1 Absorpce světla

Světelná absorpce je dána schopností zadržovat světlo v určité spektrální oblasti. Lidským okem můžeme zaznamenávat tuto absorpci pouze ve viditelném spektru². Prochází-li tedy svazek paprsků monochromatického světla³ o definované vlnové délce λ homogenním hmotným prostředím o určité barevnosti, počáteční světelná intenzita je zeslabována světelnou absorpcí a jmenované prostředí opouští pouze část původního světla, která je zmenšená o podíl světla absorbovaného [7]. Vztah mezi průchozím a absorbovaným světlem je dán vzorcem.

$$I_1 = I_0 \cdot b \quad (2.1)$$

kde I_0 je počáteční intenzita, I_1 výsledná intenzita, b propustnost daného prostředí

Propustnost prostředí je různá. U látek neprůhledných má hodnotu ($b=0$), naopak u čirých látek je její maximální hodnota rovna 1. Podle síly vrstvy klesá intenzita prošlého světla. Tento vztah je popsán následujícím vzorcem.

$$I = I_0 \cdot b^d, \quad (2.2)$$

kde I_0 je počáteční intenzita, I světelná intenzita, b propustnost daného prostředí, d vrstva [cm].

² Viditelné spektrum je součástí elektromagnetického spektra o vlnové délce 380–750 nm

³ Chromatické světlo je světlo složené z více vlnových délek.

Lambertův absorpční zákon je definován společně se vztahem přecházejícím: *extinkce zkoumaného barevného roztoku je přímo úměrná síle vrstvy* [7].

$$A = \log \frac{I_0}{I} \cdot a \cdot d, \quad (2.3)$$

kde A je extinkce⁴, I_0 počáteční intenzita, I světelná intenzita, a záporný dekadický logaritmus propustnosti, d vrstva [cm].

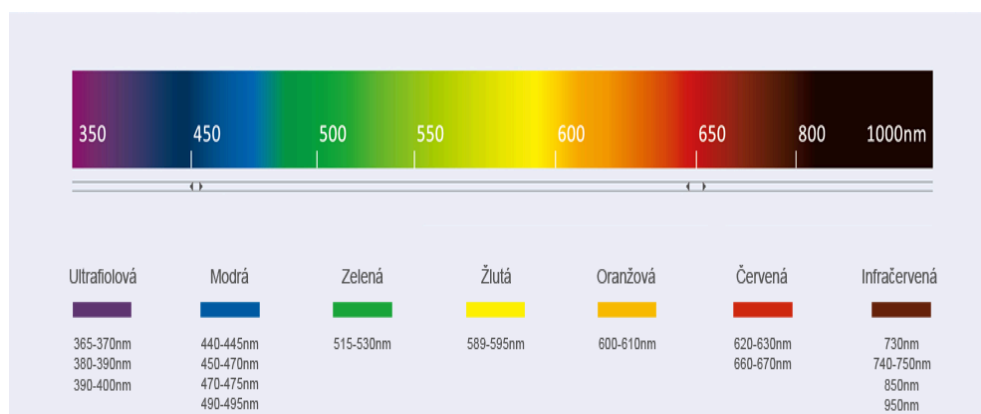
August Beer sjednotil poznatky a matematické vyjádření Thomase Lamberta a doplnil tento vztah za předpokladu, že proměnná a je úměrná koncentraci barevné látky roztoku, pak platí

$$A = \varepsilon \cdot c, \quad (2.4)$$

kde A je extinkce, ε konstanta úměrnosti⁵, c počet grammolekul v 1 l roztoku [6]. Pokud spojíme tyto dva vztahy, výsledkem je Lambertův-Beerův zákon: *Extinkce zkoumaného barevného roztoku je přímo úměrná nejen síle jeho vrstvy, ale i koncentraci přítomné látky* [7].

$$A = \varepsilon \cdot c \cdot d \quad (2.5)$$

Bylo zjištěno, že tento vztah platí pouze pro ideální podmínky, jako jsou velmi zředěné roztoky a monochromatické světlo.



Obrázek 2.2: Vlevo: přenosný fotometr. Vpravo: Laboratorní fotometr, plán a nadhled. Z Buckley H 1944 Trans. Illum. Eng. Soc. 9 73–88.

⁴ Extinkce (A) je logaritmické vyjádření poměru intenzity světla vstupujícího a opouštěného.

⁵ Konstanta úměrnosti je taková konstanta, která má jednotkovou koncentraci absorbující látky [$\text{mol} \cdot \text{l}^{-1}$] o jednotkové délce [cm].

2.2.2 Fotometrie

Fotometrickým měřením srovnáváme dva typy vzorků. Na jedné straně světelnou absorpci roztoků barevné látky o neznámé koncentraci a na straně druhé světelnou absorpci základních roztoků. Pro dodržení podmínek Lambertova-Beerova zákona je potřeba počítat s chromatickým světlem o takové vlnové délce, která je vůči analyzovanému roztoku nejvíce absorbována. Vlnová délka jednotlivých barevných světél je popsána na následujícím obrázku (Obrázek 2.2). Toto chromatické osvětlení je možno získat pomocí filtrů⁶, nebo spektrálního rozkladu světla⁷.

Jeden z důležitých historických momentů ve fotometrii bylo použití fotoelektrických článků, čímž se přístroje přiblížily k rozeznávacím schopnostem lidského oka. Tato zařízení jsou založena na principu převodu světelného záření na energii. Fotočlánky jsou složeny z tenké destičky z monokrystalických polovodičů. Fotony jsou absorbovány v polovodičích za vzniku energie, která se předává elektronům vázaným v kovových atomech. Vnitřní elektrické pole tohoto náboje následně vyvolá stejnosměrný proud.

2.2.3 Kožní kolorimetrie

Neboli také chromametrie je metoda založená na objektivním porovnávání barevných změn na kůži, dále také posuzuje index melaninu a hemoglobinu či erytému. Abychom správně posoudili barvu kůže, vznikl pod záštitou organizace International Commission on Illumination (CIE) tzv. trichometrický systém, který má co nejvíce napodobovat barevné vnímání oka. Tento trojrozměrný barevný systém v kožní kolorimetrii nejvíce využívá tzv. CIELAB, jenž je založen na trojbarevné škále. L^* , která se nazývá iluminace, hodnotí jas bodu a udává se v procentech, kdy 100 % je absolutně bílá a 0 % absolutně černá. Složky a^* a b^* jsou barevné souřadnice, kde a^* má směr od červené po zelenou a b^* od modré po žlutou. Detailněji popsáno v kapitole o CIELAB barevném prostoru(2.6.2) [11].

2.2.4 Princip měření kožního erytému

Erytém je způsoben zánětlivou reakcí, při které dochází k rozšíření cév a tudíž ke zvýšenému průtoku krve, což způsobuje zvýšený počet erytrocytů. Princip měření je založený na odrazu červeného a zeleného světla, jelikož oxyhemoglobin má absorpci ve spektrální části mezi 520–580 nm, což je absorpční pás zeleného světla. Toto světlo je mnohem více pohlcováno než červené, které je odráženo k pozorovateli, což udává možnost vypočítat index erytému a melaninu, jelikož rozdílem reflektovaného červeného a zeleného světla dostáváme potřebné hodnoty.

⁶ Filtry jsou vyrobeny nejčastěji z barevného skla nebo jsou pokryty vrstvou želatiny. Pomocí filtrů se eliminuje světlo, jež není roztokem absorbováno.

⁷ Spektrální rozklad světla nastává v okamžiku, kdy vhodným monochromátorem (hranol, mřížka) zajistíme spektrální rozklad bílého světla.

Tento index je dán vztahem.

$$\text{Erytémový index} = \log_{10} \cdot \frac{\text{intenzita odraženého červeného světla}}{\text{index odraženého zeleného světla}} \quad (2.6)$$

Melaninový index je dán pouze intenzitou odraženého červeného světla. Melaninová pigmentace totiž způsobuje vyšší absorpci červené i zelené spektrální oblasti.

2.3 Teoretické možnosti konstrukčního řešení

V dnešní době existuje pouze několik technických zařízení, která umožňují objektivně hodnotit jeden či více aspektů jizvy. Nejčastějšími parametry, které se v posledních letech hodnotí pomocí objektivních technických metod, jsou tloušťka, reliéf, poddajnost, plocha a barva, na kterou je tato část bakalářské práce zaměřena.

2.3.1 Metody

Barva kůže je komplexní součást lidského těla. Její vzhled lze popsat následujícími faktory: hnědým melaninem, červeným oxyhemoglobinem, žluto-oranžovou žlučí, pigmentem karotenu a vnějšími vlivy, které jsou závislé na daném časovém okamžiku např. působení světla nebo teplota, proto je důležité při měření dodržovat stejné podmínky. V této části jsou popsány principy, které se v současnosti využívají pro detekci barvy kůže. Dále reflektance a absorpce světla, metoda využití laserové techniky a počítačová analýza obrazu.

Spektrofotometrie využívá fyzikálního principu reflektance a absorpce světla. Tato metoda je založená zejména na dvou typech měření. Buďto je měřeno množství absorbovaného a naopak odraženého světla přímo z povrchu kůže, které je detekováno vhodným senzorem a následně převedeno do konkrétního barevného prostoru, např. L^*a^*b , nebo je tento fyzikální princip založen na detekci erytémového a melaninového indexu viz 2.2.4. Komerční zařízení, které slouží k těmto účelům se dělí na kolorimetrická zařízení (Minolta Chromameter-Konica, Labscan-HunterLab, Micro Color-Dr. Lange GmbH) a úzkopásmové, jednoduše reflektanční měřiče (DermaSpectrometer-Cortex Technologies, Mexameter-Courage&Khazaka).

Metody založené na laserové technice hodnotí průtok krve díky aplikování infračervené vlnové délky. K získání barvy kůže je zapotřebí Dopplerův ultrazvukový průtokoměr (DUP), který dokáže měřit pouze limitovanou oblast, což vylučuje jeho využití pro větší heterogenní povrchy. Citlivost této metody nebyla schválena za dostačující, a proto se zatím DUP nedoporučuje pro měření barvy kůže. Podobnou metodou, ale rychlejší a s reprodukovatelnými výsledky, je laserová dopplerovská zobrazovací metoda, ta využívá laserového paprsku, díky kterému je schopna skenovat několik konkrétních bodů skrz povrch kůže a poté vygenerovat 2D obraz, který odpovídá danému průtoku krve.

Počítačová analýza obrazu je hojně využívanou metodou současnosti. V dermatologické praxi se zpracování obrazu nejčastěji setkává při vyšetření névů, a to pomocí digitálního dermatoskopu. Technické části tohoto přístroje jsou následující: videokamera, optická část, zdroj světla a integrovaný

obvod. Výsledný záznam je zpracováván v počítači vhodným softwarem. Tento software funguje na principu porovnávání daného vyšetřeného névu s jinými (podle rozsáhlé databáze "knihovny" různých snímků). Poté určí, zda patří do skupiny benigních, podezřelých či v horším případě maligních lézí. Každé vyšetření je ukládáno, takže je možné průběžně sledovat jeho změny v čase. Komerčním výrobkem je např. FotoFinder bodystudio nebo MicroDerm D-120. FotoFinder nejdříve naskenuje komplexně celý povrch těla a poté v obrazovém HD rozlišení a s až sedminásobným zvětšením dokáže přesně lokalizovat nepříznivá znaménka a následně doporučit jejich odstranění. Funkce MicroDerm D-120 se mírně liší od FotoFinder bodystudio, je mnohem menší a přikládá se vždy ke konkrétní pigmentové lézi. HD rozlišení je u nynějších digitálních dermatoskopů standardem a nechybí ani zde. Jeho zoom se pohybuje v intervalu od 20× až 120×. Jeho databáze činí až 21 000 histologicky vyhodnocených snímků [16].



Obrázek 2.3: Ukázka digitálního dermatoskopu.

S rychlým vývojem mobilních zařízení a příchodem chytrých mobilních telefonů tzv. smartphonů, vzniklo také množství aplikací, které slouží k orientační diagnostice (selfmonitoring pro domácí použití). Jedna z takových aplikací je například "Zdraví pro operační systém IOS". Ani mateřská znaménka se nevyhnula pozornosti vývojářů a na trhu se vyskytuje aplikace "Photoskin", která je založena na principu pravidelné fotografické dokumentaci znaménka a následném subjektivním pohledu člověka, který tímto může kontrolovat barevnou změnu névu. Umožňuje mít lepší přehled nad jejich vývojem a předcházet tak možnému vzniku melanomu [17].

2.4 Úvod do anatomie kůže

Lidská kůže (z řečtiny derma; z latiny cutis). Je hlavním ochranným prostředkem lidského organismu před vnějšími vlivy. Kůže je největším orgánem lidského těla. Její tělesný povrch činí 1,6–2 m². Její procentuální rozdělení uvádí tabulka podle Lunda-Browdera viz. Příloha C: . Hmotnost je 7 % z celkové váhy člověka a tloušťka je měnlivá podle specifické oblasti. Nejtenčí je kůže na očním víčku 0,4 mm, nejtlustší je naopak oblast zad \approx 4 mm. Z hlediska anatomie je rozdělena na tři základní části: pokožka (epidermis), škára (dermis) a deriváty epidermis, mezi které patří např. vlasy, nehty nebo potní žlázy [9].

2.4.1 Vlastnosti a funkce

Kůže má mnoho funkcí nezbytných pro zdraví člověka. Zde jsou ve zkratce jednotlivě popsány.

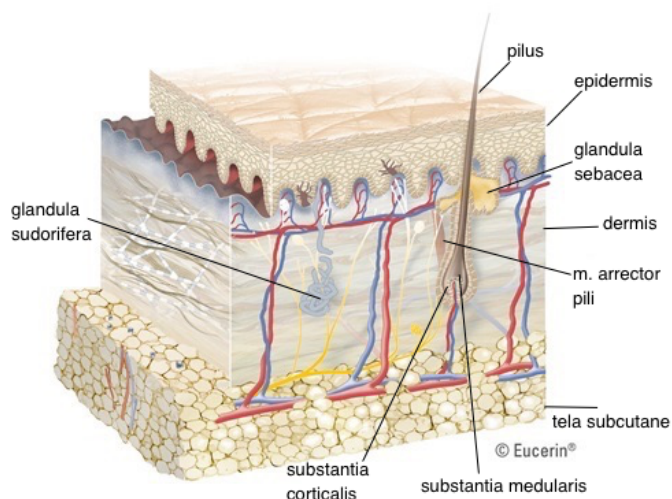
- Ochranná funkce – chrání lidský organismus před chemickými, mechanickými účinky a UV zářením.
- Sekreční funkce – produkce kreatininu, melaninu, potu (Na, K, Cl, Ca, fosfáty, aminokyseliny, glukóza, kyselina mléčná) a mazu.
- Metabolická funkce – metabolismus, bílkovin, sacharidů, tuků a syntéza vitamínu D z ergosterolu.
- Resorpční – resorbce liposolubilních látek (rozpustné v tucích), vitamíny (A, D, E, K), včetně hormonů a toxických látek.
- Termoregulační funkce – pomocí potních žláz (odpařování), kožních cév pomáhá udržovat stálou teplotu těla.
- Vylučovací funkce – potní žlázy, vylučuje H_2O , soli, tuky, oxid uhličitý a dusíkaté látky.
- Senzorická funkce – v kůži je uloženo velké množství nervových zakončení pomocí, kterých kůže komunikuje s vnějším prostředím mezi nejvýznamější patří (Merkellovy disky – hmat, Meissnerova tělíska – dotyk, Ruffiniho tělíska – tlak, tah, Vater–Paciniho tělíska – vibrace, Krauseho tělíska – chlad)
- Imunitní funkce – obsahuje imunokompetentní buňky [9].

2.4.2 Stavba

Epidermis, taktéž nazývána pokožka, je první vrstvou lidské kůže tvořena mnohvrstevnatým dlaždicovým rohovatějícím epitelem. Je složena z pěti vrstev keratinocytů (stratum basale, s. spinosum, s. granulosum, s. lucidium, s. corneum).

- Stratum basale patří pod vrstvu zárodečnou stratum germinativum a probíhá zde buněčné dělení a vznik nových buněk.
- Stratum spinosum plynule navazuje na stratum basale, je tvořena 2–5 vrstvami kuboidních buněk.
- Stratum granulosum je třetí vrstva, obsahuje 1–3 řady oploštělých buněk s rozpadajícími se jádry.
- Stratum lucidum je tenká vrstva, tvořena buňkami plochého charakteru bez jader. Viditelná v tlustší vrstvě epidermis (chodidla, dlaně).
- Stratum corneum je poslední vrstva složena pouze z rohovatělých buněk (korneocyty), což jsou odumřelé buňky. V kůži se vyskytují v 15–25 řadách. Dochází zde k tzv. deskvamaci, tedy procesu odlupování těchto odumřelých buněk.

Pod epidermis se nachází pevná, pružná vrstva dermis (corium). Ta se skládá z stratum papillare a stratum reticulare. Její elastickou vlastnost podporuje elastin, pevnost tvoří z velké části řídké kolagenní vazivo, které směrem kaudálním přechází v husté kolagenní vazivo s obsahem kyseliny hyaluronové, jež má schopnost udržovat objem kůže a vázat H_2O . Svalstvo, které se zde vyskytuje, mm. arrectores pilorum, je tvořeno hladkou svalovinou a slouží ke vzpřímení ochlupení. Poslední vrstvou kůže je tela subcutane. Je složena z adipocytů (tukové buňky), kolagenních vláken a krevních cév. Pojivá vlákna spojují jednotlivé tukové polštářky dohromady a tvoří tak ochrannou, tlumivou část kůže proti nárazům. Izolace a skladování energie je další nezbytnou funkcí této vrstvy kůže [9].



Obrázek 2.4: Model kůže.

Poslední vrstvou je Tela subcutanea, což je podkožní vazivo připojené septy k předchozí vrstvě (dermis). Odděluje kůži od povrchové fascie.

2.4.3 Funkce melaninu v podkoží

Melanocyty jsou kožní buňky⁸, jež mají schopnost vytvářet melanin. Tento pigment udává fototyp (barvu lidské kůže, očí a vlasů) viz. Příloha B: . Melanocyty předávají pigment keratinocytům a tento převod, společně s charakterem melanocytů a typem melaninu, udává zbarvení lidské pokožky. Zároveň slouží jako ochranná forma proti působení UV záření. Při UVA záření (315–400 nm) je stimulována oxidace melaninu, UVB záření (280–315 nm) pak stimuluje syntézu melaninu, což výrazně urychluje opalování. Zároveň je toto záření mnohonásobně více karcinogenní.

2.5 Klinické hodnocení kůže

Pro volbu diagnostického přístroje je nejprve zapotřebí klinické vyhodnocení kožní patologie (jizvy) lékařem a stanovení léčebného plánu. Na tomto základu je možné zvolit vhodné diagnostické přístroje, pomocí kterých si lékař ujasní správnost navržené terapie. V tomto případě jde zejména o určení typu jizvy (hypertrofická, keloidní, atrofická) či druhu kožní léze.

2.5.1 Hypertrofická a keloidní jizva

Hluboké popálení zanechává trvalé následky v podobě jizev, které jsou ve 30–70 % hypertrofické. A pacienty značně individualizují. Hypertrofické jizvy jsou vyvýšené, bolestivé, rudé, tuhé a svědící, funkčně a esteticky nevyhovující. Nepřesahují hranice původní rány narozdíl od jizev keloidních, které přerůstají i do okolí. Léčba musí být dlouhodobá a komplexní (tlakové masáže jizev, promazávání lokálními prostředky s účinky proti jizvení, elastické tlakové trikoty, laser terapie). Veškerá léčba je vždy s individuální účinností. Detailně jsou rozdíly mezi hypertrofickou jizvou a keloidní popsány v tabulce (Tabulka 2.1) [13].

Tabulka 2.1: Rozdíly mezi hypertrofickou a keloidní jizvou.

Hypertrofická jizva	Keloidní jizva
Zůstává na ploše původního zranění	Přerůstá přes plochu původního zranění
Objevuje se na celém těle, často v oblasti kloubů	Objevuje se na pokožce hrudníku, ramen
V čase se zmenšuje	V čase se rozrůstá
Slabší kolagenová vlákna	Silná kolagenová vlákna
Spontánně se v průběhu času vyrovnává	Zůstává vyvýšená oproti původnímu povrchu kůže
Objeví se během jednoho měsíce od zranění	Objeví se po třech a více měsících od zranění
Její vznik neovlivňuje pigmentace	Vznik je náchylnější u lidí s tmavší pletí

⁸ Typy kožních buněk: Melanocyty, Keratinocyty, Langerhansovy a Merkelovy buňky

2.5.2 Léčba jizev

Aby byla správně určena léčba, je nutné znát umístění, výšku, charakter a velikost jizvy, popř. věk pacienta a předchozí léčbu.

Silikonová krytí jsou plátky silikonových gelů, které snižují fibrózu a hyperémii jizvy a napomáhají regresi jizvení.

Po aplikaci kortikosteroidů dochází k protizánětlivé reakci, kdy nastává vasokonstrikce a stav snížené imunity.

Kryoterapie využívá tekutého dusíku (-180°) pro zmrazení patologické tkáně. Excize je vyříznutí určité oblasti tkáně. Využívá se zejména pro následné histologické vyšetření.

Metodou, která není povětšinou využívána je radioterapie. Bylo sice zjištěno, že se po ozáření snižuje návratnost keloidních jizev, avšak bylo nalezeno mnoho vedlejších účinků této léčby (hypoa hyperpigmentace, erytém⁹, atrofie kůže¹⁰)

Laserterapie využívá cévní laser (595 nm), který redukuje vaskularizaci jizvy. Začíná většinou 1–2 měsíce po zhojení. Na léčbu cévním laserem zpravidla navazuje léčba erbiovým laserem, který redukuje výšku jizev a zlepšuje jejich viskoelasticitu [14].

2.5.3 Škály pro klinické hodnocení jizev

Ke klinickému hodnocení stavu a vývoje jizvení se v popáleninové medicíně nejčastěji používá všeobecně uznávaná tzv. Vancouver Scar Scale (VSS), která skóruje pružnost, pigmentaci, výšku a vaskularizaci.[12]. Další využívané škály jsou *The Patient and Observer Scar Assessment Scale* (POSAS) nebo *Manchester Scar Scale*. Klinické hodnocení jizev je vždy ovlivněné volbou hodnotitele tzn. vždy do určité míry subjektivní. Proto jsou používány i objektivní metody např. kutometrie, která měří viskoelasticitu jizev a její vývoj v čase. Jedním z využívaných komerčních zařízení je i Cutometer MPA 580. Takto lze objektivně hodnotit účinnost zvoleného typu léčby.

⁹ Zvýšeným prokrvením a rozšířením cév dochází k lokálnímu zbarvení kůže do červena.

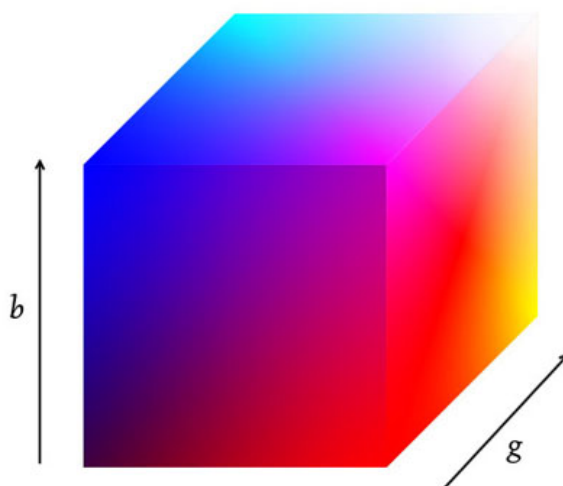
¹⁰ Úbytek podkožního vaziva, což způsobuje ztenčení kůže.

2.6 Detekce kůže dle barevného prostoru

Barevný prostor můžeme definovat jako matematické vyjádření barvy. V dnešní době je pro softwarové zpracování barvy využíváno mnoho různých barevných prostorů. Nejznámějším a u většiny kožních kolorimetrů nejužívanějším je právě L^*a^*b barevný prostor.

2.6.1 RGB barevný prostor

Je nejvíce běžně používaný barevný prostor u zpracování digitálního obrazu. Kóduje barvu jako kombinaci tří základních barev, nejčastěji je zobrazována jako jednotková 3D krychle, kde jsou jednotlivé R, G, B komponenty zobrazovány jako sobě navzájem kolmé osy.



Obrázek 2.5: 3D modul RGB barevného prostoru. Převzato: http://www.codeproject.com/KB/miscctrl/CPicker/RGB_Space.jpg

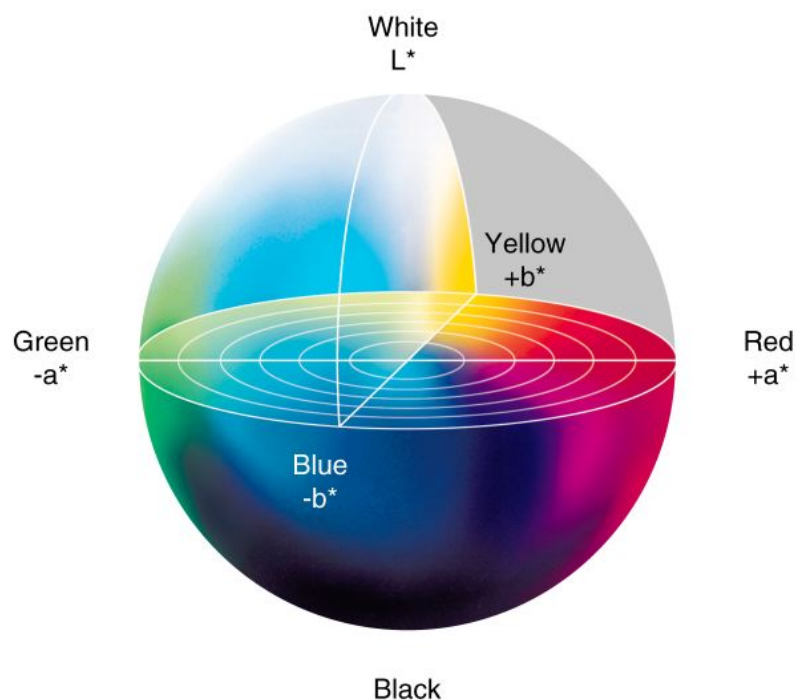
Délka hrany jednotkové krychle pak odpovídá velikosti intenzity každé složky. Konkrétní popis je možný díky stanovenému intervalu 0–255, např. hodnota barvy bílé je zapisována jako [255, 255, 255], barva černá pak intervalem [0, 0, 0] zobrazit tedy můžeme 256^3 barev.

Jeho největší výhodou je jednoduchost využití. Naopak nevýhodou se zde jeví, že sytost a jas barvy nejsou vzájemně odděleny, což spolu s intenzitou osvětlení komplikuje přesné vyjádření specifické barevné změny [18].

2.6.2 Kolorimetrický barevný prostor

Tento prostor je dále rozdělen na CIE–XYZ, CIE–Yxy, CIE–Lab. První zmínění je jedním z nejstarších matematicky definovaných barevných prostorů a je datováno od roku 1920. Vznikl díky rozsáhlým měřením lidského, vizuálního vnímání a stal se základem pro ostatní kolorimetrické prostory. Tohoto prostoru je možné dosáhnout pomocí transformace souřadnic barevného prostoru RGB, jeho vizualizace je však komplikovaná. Proto Mezinárodní úřad CIE v roce 1931 definoval grafické znázornění tohoto prostoru tzv. Yxy do dvou dimenzí, kde první odpovídá hodnotě Y, která koresponduje s jasnou barvy, a sytost je dána souřadnicemi x a y, které je možno vypočítat z XYZ.

Nejdůležitějším a u kožních kolorimetrů nejpoužívanějším je $L^*a^*b^*$ barevný prostor (CIELAB). Ten je specifikován třemi základními složkami. L^* (Lightness) udává jas barvy a je dána na stupnici 0–100, kde 100 charakterizuje absolutně bílou a 0 absolutně černou, souřadnice a^* a b^* udávají její chromatičnost. Jak je viditelné z (Obrázek 2.6), směr $+a^*$ k $-a^*$ zobrazuje barevný rozptyl od červené po zelenou a hodnoty od $-b^*$ k $+b^*$ popisují směr od žluté k modré barvě. Čím více se jednotlivé hodnoty blíží k okraji, tím více roste jejich saturace [20].



Obrázek 2.6: Model CIELAB Převzato: <https://nixsensor.com/wp-content/uploads/2015/03/lab-sphere2.jpg>

Jednotlivé hodnoty je možné vypočítat díky trichromatickým složkám a to pomocí následujících matematických vzorců

$$L^* = 116 \cdot \left(\frac{Y}{Y_n}\right)^{\frac{1}{3}} - 16, \quad a^* = 500 \cdot \left[\left(\frac{X}{X_n}\right)^{\frac{1}{3}} - \left(\frac{Y}{Y_n}\right)^{\frac{1}{3}}\right], \quad b^* = 200 \cdot \left[\left(\frac{Y}{Y_n}\right)^{\frac{1}{3}} - \left(\frac{Z}{Z_n}\right)^{\frac{1}{3}}\right], \quad (2.7)$$

kde Y_n, X_n, Z_n jsou trichromatické složky, které odpovídají zdroji světla D65¹¹, D60, D55, D50, E a hodnoty X, Y, Z lze vypočítat pomocí funkcí trichromatického členitele. Ty vychází z modelových zdrojů světla $\bar{x}, \bar{y}, \bar{z}$, které definovala CIE roku 1931 jako základní funkce soustavy XYZ a to takové intenzity barev, ke kterým nelze přiřadit příslušnou vlnovou délku. Tedy vztah pro jejich výpočet je dán následovně,

$$\begin{aligned} X &= k \cdot \sum_{\lambda=380}^{780} S(\lambda) \cdot R(\lambda) \cdot \bar{x}(\lambda), & Y &= k \cdot \sum_{\lambda=380}^{780} S(\lambda) \cdot R(\lambda) \cdot \bar{y}(\lambda), \\ Z &= Y = k \cdot \sum_{\lambda=380}^{780} S(\lambda) \cdot R(\lambda) \cdot \bar{z}(\lambda), \end{aligned} \quad (2.8)$$

kde $S(\lambda)$ je spektrální rozdělení intenzity světla, $R(\lambda)$ odpovídá spektrální propustnosti objektu, k je konstanta, která se přizpůsobuje tak, aby hodnota $Y=100$, což odpovídá absolutně bílému tělesu [20].

Z těchto známých parametrů je možné vypočítat hodnoty, které odpovídají lidskému vnímání barev a to sytost C^*_{ab} a odstín barvy h°_{ab} , dle následujících vztahů [20].

$$C^*_{ab} = \sqrt{(a^*)^2 \cdot (b^*)^2}, \quad h^{\circ}_{ab} = \arctan(b^*/a^*). \quad (2.9)$$

¹¹ CIE stanovila standardy označované velkým písmenem D, denní světlo např. značí D65 a odpovídá hodnotě $Y_n = 100, x_n = 0,3127, y_n = 0,2390, z_n = 0,3583$.

3 Praktická část

3.1 Koncept návrhu

Několik faktorů ovlivnilo pohled na návrh kožního kolorimetru. Přihlíželo se jak na požadavky Popáleninového centra FNO, tak i na požadavky vedoucí bakalářské práce.

- Jednoduché ovládání
- Nízkonákladové zařízení
- Přenosné zařízení
- Vhodný tvar a barva charakteristické pro lékařskou techniku
- Využitelnost v klinické praxi

Dle těchto požadavků byl zkonstruován prototyp, který je schopen tyto parametry splnit.

3.2 Design

Pro přístroj byl zvolen název Kolorimetr DSC1 (Detection of Scar Color). DSC1 prototyp je složen ze základních elektronických a optických komponentů, které jsou společně schopny detekce různých odstínů barev. Primárním cílem této verze je otestovat, zda mohou nízkonákladové optické komponenty poskytnout odpovídající intenzitu světla dopadajícího a citlivost světla odrážejícího.

Pro správnou funkční stránku DSC1 bylo zapotřebí si stanovit základní složky, které by měly být v beta verzi obsaženy. Z technického hlediska jsou to elektronický systém, optický systém a vhodný software. Tato kapitola popisuje jednotlivé dílčí části přístroje. Z uživatelského hlediska je potřebné zajistit jednoduché ovládací prvky a přehledné zobrazení zpracovaných dat.

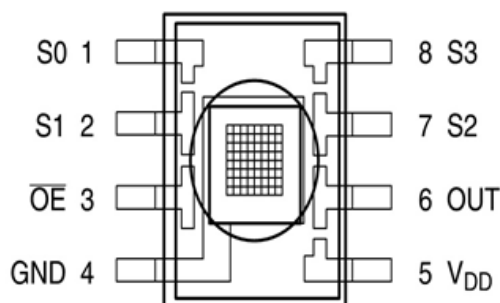
Tento prototyp DSC1 je důležitý z hlediska dlouhodobých cílů výzkumu a zároveň poskytuje průzkum technologických požadavků potřebných pro úspěšný provoz finální verze přístroje.

3.3 Dílčí komponenty

V rámci realizace první generace přístroje bylo využito několika základních elektronických komponentů: barevného senzoru TSC230, nepájivého pole a vývojové desky Arduino UNO s mikroprocesorem ATmega328, Arduino propojky F/F, M/M a LCD.

3.3.1 Senzor TSC230

Je programovatelný barevný senzor, který dokáže detekovat libovolný počet barev, pracuje na úrovni převodu světelné intenzity na frekvenci. Je složen ze 4 LED diod umístěných do čtvercového uspořádání a tzv. RGB pole, jak je znázorněno na (Obrázek 3.1). Toto pole je umístěno přesně ve středu senzoru a je složeno z 64 křemíkových fotodiod. V každé z těchto fotodiod jsou umístěny 3 filtry, první pro detekci červené (RED) intenzity světla, druhý pro detekci barvy modré (BLUE), třetí pro barvu zelenou (GREEN) a posledních 16 fotodiod je bez filtru, které slouží ke snímání bílého osvětlení.



Obrázek 3.1: Vyznačené RGB pole fotodiod u senzoru TSC230.

Digitální vstup i výstup senzoru umožňuje komunikační rozhraní s mikrokontrolérem AVR AtMega 328, který je součástí vývojové desky Arduino Uno. Vysvětlení jednotlivých pinů je znázorněno v následující tabulce.

Tabulka 3.1: Popis funkce jednotlivých pinů senzoru TSC230.

Název	PIN	Popis
GND	4	Zem. Všechna napětí jsou vztažena k této zemi.
VDD	5	Zdroj napájení (2,7–5,5 V).
OE	3	(Output Enable) Umožňuje sdílet výstup s dalšími senzory.
OUT	6	Výstupní frekvence.
S0, S1	1, 2	Určují rozsah výstupní frekvence pomocí zadaných vstupů.
S2, S3	7, 8	Výběr filtru ve snímači pomocí zadaných vstupů.

Funkce přístroje je založena na postupném snímání jednotlivého odraženého světla fotodiodami. Pomocí logických pinů můžeme senzoru sdělit, která z daných barev má být snímána (Tabulka 3.2). Např. pokud je zvolena barva červená, jsou piny nastaveny na logickou 0, jakmile je snímání provedeno informace je odeslána do řídicího modulu, kde je dále zpracovávána.

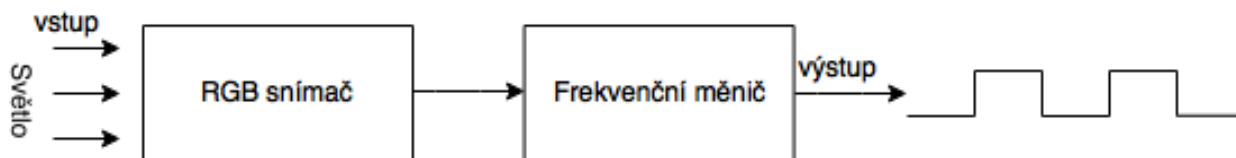
Tabulka 3.2: Jednotlivé přiřazení filtrů určitému nastavení pinů.

PIN S2	PIN S3	Filtr fotodiody
0	0	RED
0	1	BLUE
1	0	WHITE
1	1	GREEN

Výstupem je obdélníkový průběh signálu, jehož frekvence je dána generovaným proudem, polem fotodiod, který je úměrný intenzitě odraženého záření.

Tento systém tedy pracuje na jednoduchém principu složeném z několika kroků.

1. Výběr měřené barvy pomocí kombinace logické jedničky a nuly
2. Snímání světelné intenzity
3. Přeměna proudu na frekvenci obdélníkového tvaru.
4. Softwarové zpracování



Obrázek 3.2: Popis vývojové desky Arduino UNO. Převzato a upraveno z <https://www.pi-supply.com/wp-content/uploads/2015/01/50-01.jpg>

Frekvence (f_0) vyjádřená detekční funkcí senzoru a je popsána následujícím vzorcem.

$$f_0 = f_D + (Re \cdot Ee), \quad (3.10)$$

kde f_0 výstupní frekvence, f_D je výstupní frekvence pro tmavé podmínky, tzn. pokud $Ee = 0$, jež vzniká důsledkem unikajících proudů, $Ee(mW/cm^2)$ je intenzita dopadajícího záření a $(Re(kHz/(mW/cm^2)))$ je reakce senzoru pro vlnovou délku daného světla.

Jelikož je f_0 přímo úměrná frekvenci, je možné převést tuto frekvenci do RGB barevného modelu. Jasně definovat je možné dva body - absolutně černou, která je popsána nulovými souřadnicemi $[0, 0, 0]$ a v tomto případě reprezentuje tmavé podmínky konstanty f_D , a absolutně bílou $[255, 255, 255]$, která tvoří maximální hranici RGB, taktéž nazývanou vyvážením bílé (white balance). Tyto body tedy tvoří rozsah RGB $[0-255]$. Díky těmto parametrům je možné vyjádřit vztah mezi frekvencí a RGB. Vychází se z rovnice přímky.

$$y = m \cdot x + b, \quad (3.11)$$

kde y zde zastupuje hodnotu výstupní frekvence f_0 , x je normalizovaná RGB hodnota, b je hodnota pokud $x = 0$, v tomto případě tedy f_D a m je konstanta úměrnosti stanovená takto $m = [(f_w - f_D)/255]$. Výsledná rovnice je tedy následující.

$$f_0 = f_D + \frac{x \cdot (f_w - f_D)}{255} \quad (3.12)$$

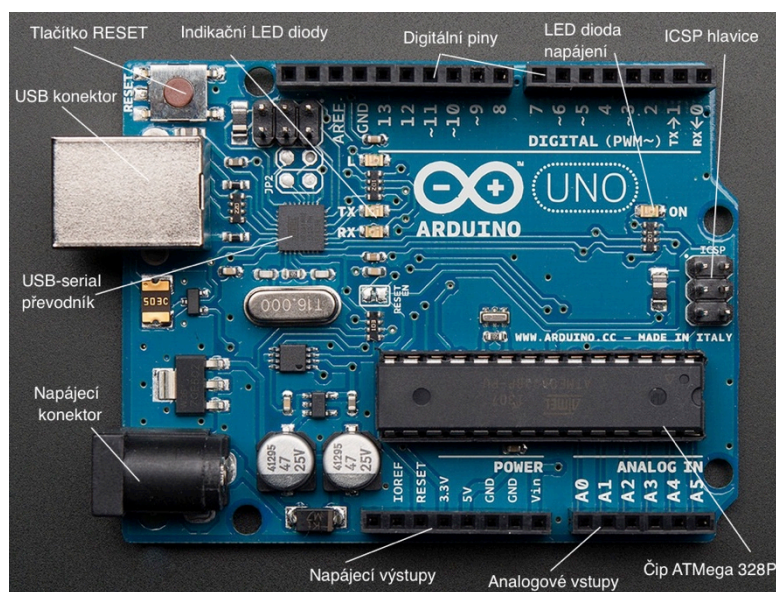
Úpravou je možné získat hodnotu RGB.

$$x = \frac{255 \cdot (f_0 - f_D)}{(f_w - f_D)} \quad (3.13)$$

3.3.2 Arduino UNO

Je programovatelná deska s vlastním integrovaným vývojovým prostředím IDE. Tato deska je mozkiem celého zařízení DSC1. Obsahuje prvky, díky kterým je velice snadno ovladatelná. Resetové tlačítko slouží k opakovanému spuštění programu. USB konektorem připojujeme desku k počítači společně s USB-serial převodníkem pro přenos informací resp. kódu mezi počítačem a vývojovou deskou. Napájecí konektor slouží pro připojení baterie a napájení tak celého zařízení. Indikační LED diody jsou určeny ke kontrolním funkcím, zda probíhá spojení sériové linky nebo zda je Arduino připojeno k napájení. Mezi další prvky patří digitální piny, pomocí kterých připojujeme a vytváříme obvody, dále napájecí výstupy a analogové piny. Vše je popsáno na obrázku (Obrázek 3.3) [18].

Mikroprocesor ATmega 328 od firmy Atmel je základem vývojové desky Arduino Uno. Je založen na tzv. Harvardské architektuře, což znamená, že jeho paměť je rozdělena na dvě části a to pro program a pro data. Obsahuje osmibitový procesor, který pracuje na rozhraní AVR společně s omezenou sadou instrukcí architektury (RISC), což znamená, že nedosahuje úplné sady jako CISC. Tento mikroprocesor je schopen pracovat na frekvenci o velikosti až 20MHz. Jeho FLASH paměť, která plní funkci zálohy dat, dosahuje 32 kB, 2 kB SRAM a 1 kB EEPROM. Dále má 6 pulzně šířkových modulačních kanálů (PWM) [19].



Obrázek 3.3: Popis vývojové desky Arduino UNO. Upraveno z <https://www.pi-supply.com/wp-content/uploads/2015/01/50-01.jpg>

IDE (Integrate Development Environment) je integrované vývojové prostředí napsané v jazyce JAVA. Tento fakt umožňuje spustit software na téměř každém operačním systému (MS Windows, Linux i Mac OS). Jeho vznik pochází z výukového prostředí Processing a možnost programování je taktéž v mírně upraveném jazyce C či C++. IDE je neoddělitelnou součástí vývojové desky. Po dokončení zdrojového kódu se pomocí tlačítka Verify nejdříve kód překladačem přeloží do strojového kódu a až následně se nahraje do mikrokontroléru na desku, kde je uchován do doby, než je znovu přepsán a nahrazen. Díky této možnosti je využitelnost vývojové desky vhodná k mnoha různým projektům [18].

3.3.3 LCD displej

Další součástí DSC1 je monochromatický, alfanumerický LCD displej. Každý znak je zobrazován jako matice bodů, což umožňuje výpis velkého množství znaků na rozdíl od numerických displejů, které se úzce soustředí pouze na výpis číselných hodnot. Výpis jednotlivých znaků je prováděn skrze ovladač, kterým sdělujeme, na jakou pozici daný znak zapsat. Balík IDE přímo obsahuje knihovnu pro práci se všemi LCD displeji, které jsou kompatibilní s řadičem Hitachi HD44780. Ten je součástí displeje a slouží k jeho ovládání pomocí řídící a datové sběrnice. Každý z displejů obsahuje 16 pinů pro jeho připojení.

3.4 Průběh procesu výroby DSC1

3.4.1 Hardwarové řešení

Vývoj DSC1 je rozdělen do několika kroků, ty jsou dále jednotlivě popsány. Bylo zásadní vytvořit schéma, které funkčně propojuje všechny elektrické komponenty, dále zaměřit se na vhodné softwarové řešení, návrh a tvorbu adekvátního krytu pro zařízení odpovídající nemocničním účelům.

Elektrické schéma bylo vytvořeno v softwarovém programu Fritzing (Obrázek 3.4). Seznam použitých součástek je uveden v tabulce (Tabulka 3.3).

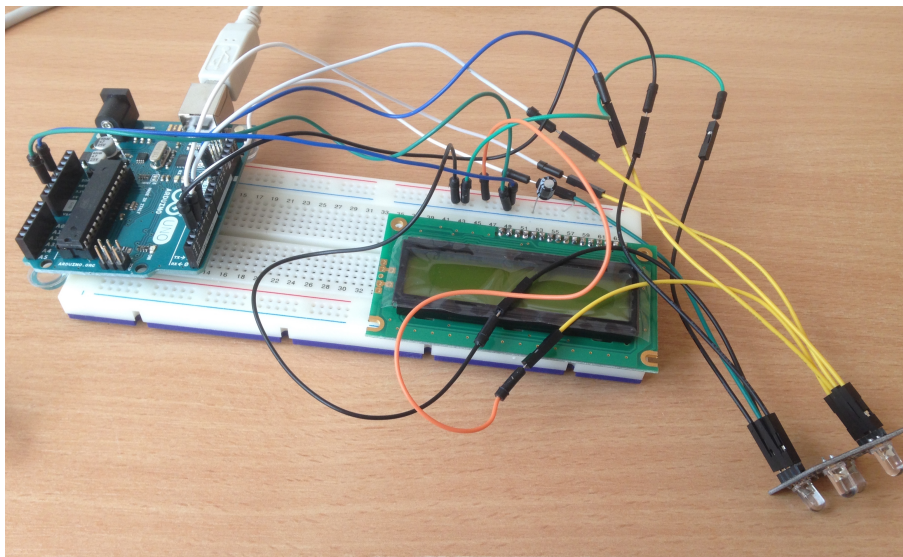
Tabulka 3.3: Seznam součástek.

Název	Typ	Popis
Vývojová deska	Arduino UNO	Čip ATmega 328
Senzor	TSC230	RGB barevný senzor
Displej	Winstar WH1602 A	16x2
Potenciometr	Lineární Mono	10 kΩ
Kondenzátor	Elektrolytický	100 μF
Tlačítkový spínač		
Baterie	Alkalická	9 V

Dle schématu jsem jednotlivě postupoval ve výstavbě DSC1. Nejprve jsem připojil pouze senzor a otestoval jeho základní vlastnosti, zda je napájeno a komunikuje s vývojovou deskou. K napájecím obvodům byl připojen kondenzátor, který slouží k ochraně proti nepříznivému šumu a rušení. Zapojení jednotlivých pinů senzoru s Arduinem je následující:

Tabulka 3.4: Zapojení jednotlivých pinů s vývojovou deskou.

PIN senzoru	PIN Arduino UNO
S0	6
S1	5
S2	4
S3	3
OUT	2
OE	GND
VDD	+5 V
GND	GND



konkrétně uvedeno v tabulce (Tabulka 3.6). Tlačítkový spínač byl taktéž součástí procesu zpříjemnění ovladatelnosti, jeho stlačením je obvod uveden do provozu, jelikož je připojen k 9 V baterii, která celé zařízení napájí.

Tabulka 3.6: Zapojení a popis LCD displeje dle příslušných pinů

Pin LCD displeje	Symbol	Popis	Zapojení
1	VSS	GND napájení	GND
2	VDD	+ 5 V napájení	Zdroj
3	V0	Nastavení kontrastu	Potenciometr
4	RS	Řízení řadiče	8 (Arduino)
5	R/W	Řízení řadiče	GND
6	E	Řízení řadiče	9 (Arduino)
7-10	DB0-DB3	Datové piny	Nepřipojeno
11	DB4	Datový pin	13 (Arduino)
12	DB5	Datový pin	11 (Arduino)
13	DB6	Datový pin	12 (Arduino)
14	DB7	Datový pin	13 (Arduino)
15	A	Anoda podsvícení	Zdroj
16	K	Katoda podsvícení	GND

Z důvodu podmínek návrhu krytu, kterými bylo vytvoření co nejmenší velikosti tak, aby bylo zařízení pohodlné pro manipulaci, bylo nepájivé pole odstraněno a jednotlivé součástky byly naletovány, čímž se jeho velikost zmenšila pouze na rozměry vývojové desky.

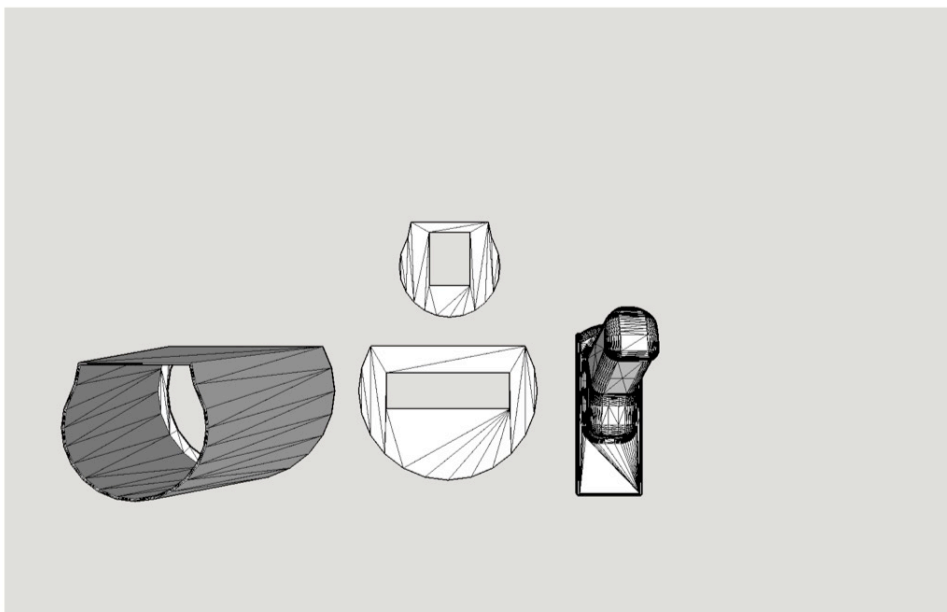
3.4.2 3D Tisk

Posledním krokem v hardwarové části bylo vytvoření kvalitního krytu celého zařízení, které by odpovídalo kvalitou i vzhledem nemocničním účelům. Pro tvorbu tohoto externího vzhledu bylo využito 3D tiskárny a aplikace SketchUp pro designový návrh příslušného tvaru.

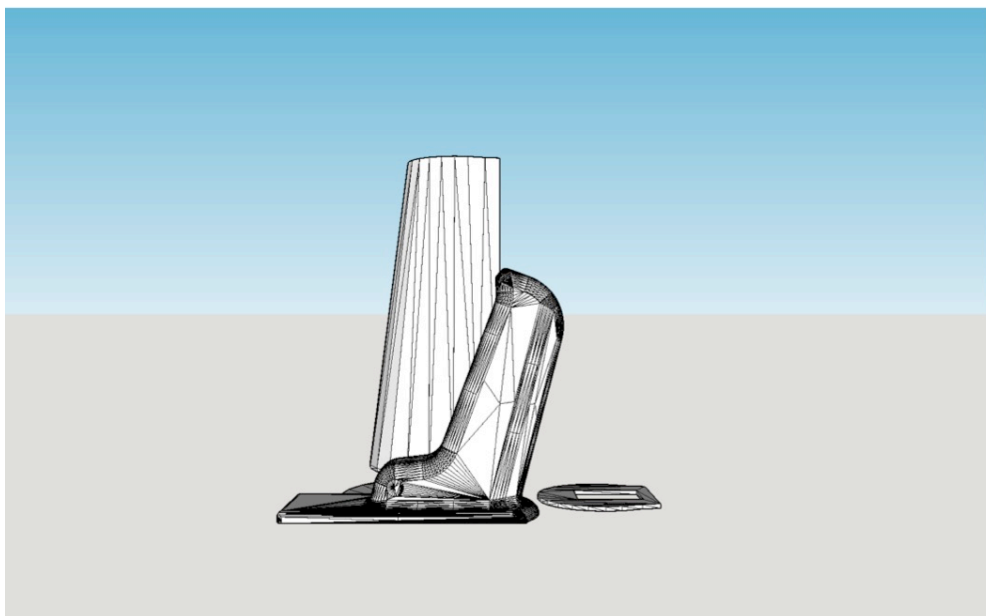
Tento způsob tisku je založen na aditivní technologii. Princip funguje na postupném slučování materiálu, čímž je možné docílit požadovaného tvaru. Nejznámější je metoda FDM (Fused Depositing Modeling), která pracuje na postupném tavení plastového vlákna, které v horizontálním směru postupně vytváří první vrstvu na podložku. Po jejím dokončení dochází k vertikálnímu posuvu desky a je nanášena další vrstva a tak je dále pokračováno, dokud kompletně nedojde k výrobě finálního produktu. 3D tiskárna je konstrukčně složena z rámové konstrukce, pojezdového systému, motoru, systému zahřívání, trysky a elektroniky se softwarovým řešením. V našem případě byl tisk proveden na modelu tiskárny Průša i3, ta patří do třídy nákladově levnějších, a proto jsou rámy tvořeny zejména plastovou konstrukcí. Pojezdové systémy umožňují pohyb trysky nebo naopak zahřívané plošiny, pro jejich vertikální a horizontální pohyb se nejvíce využívají kladky na kolejnicích po stranách konstrukce nebo lineární tyče s lineárními ložisky. Motory zde zastupují funkci pohybu tiskové hlavy, jsou ovládány drivery z mikrokontroléru, které vysílají pulzy a vybuzují tak motory. Vyhřívání je potřebné zejména u trysky, kde je stlačováno a taveno konkrétní vlákno, tisková teplota pro ABS je okolo 250 °C a pro PLA kolem 200 °C. Udržovat vyhřívací teplotu je taktéž potřeba u tiskové podložky, která tak stálou teplotou vylučuje deformaci materiálu. Tryska je vyrobena z kovů (měď, cín, ocel) a její funkce ji definuje jako základní část tohoto zařízení. Průměrem trysky je možné

upravovat danou tloušťku vlákna a to v rozmezí 0,2–0,5 mm. Mezi nejznámější materiály, které se využívají pro vlákna, jsou termoplasty ABS (akrylonitrilbutadienstyren), PLA (polyactid acyd) nebo PC (polykarbonát) a PEI (polyetherimid). PLA byl využit i v tomto případě a to zejména kvůli jeho vlastnostem, nízkému koeficientu lineárního smrštění (ten určuje moment, kdy se teplota tavení upravuje chlazením na teplotu okolí), který by při vyšší hodnotě mohl vést až k narušení konstrukce objektu, a nízkému skelnému přechodu, který zastupuje děj při spojování jednotlivých vláken do sebe [22].

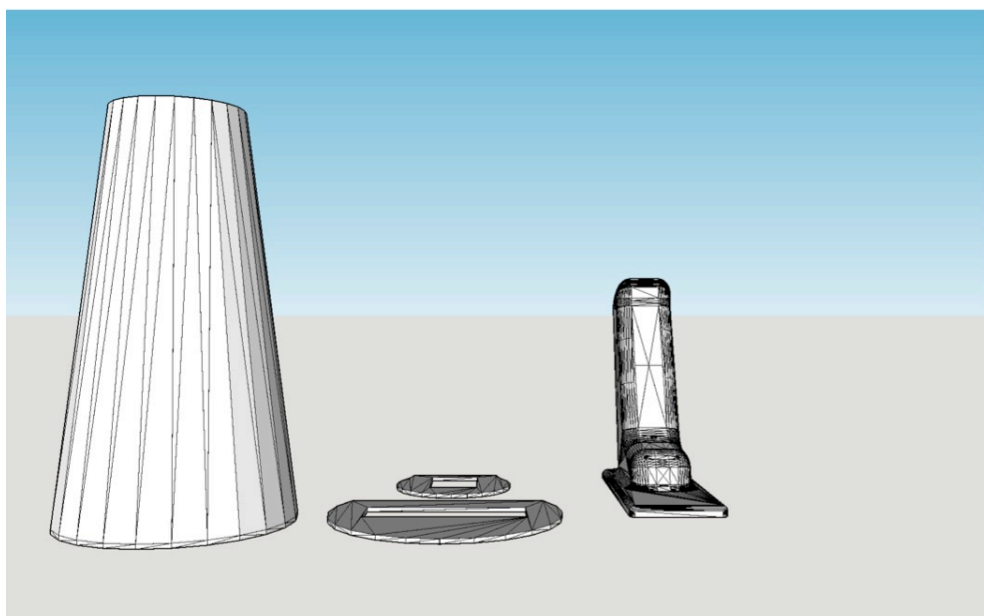
Návrh byl zpracován v softwarovém programu SketchUp od společnosti Trimble, což je ideální nástroj pro tvorbu 3D modelů, avšak bylo potřeba nainstalovat příslušný plugin pro převod uloženého objektu do STL formátu, který podporuje 3D tiskárna. V následujících obrázcích je vývoj zdokumentován a okótován.



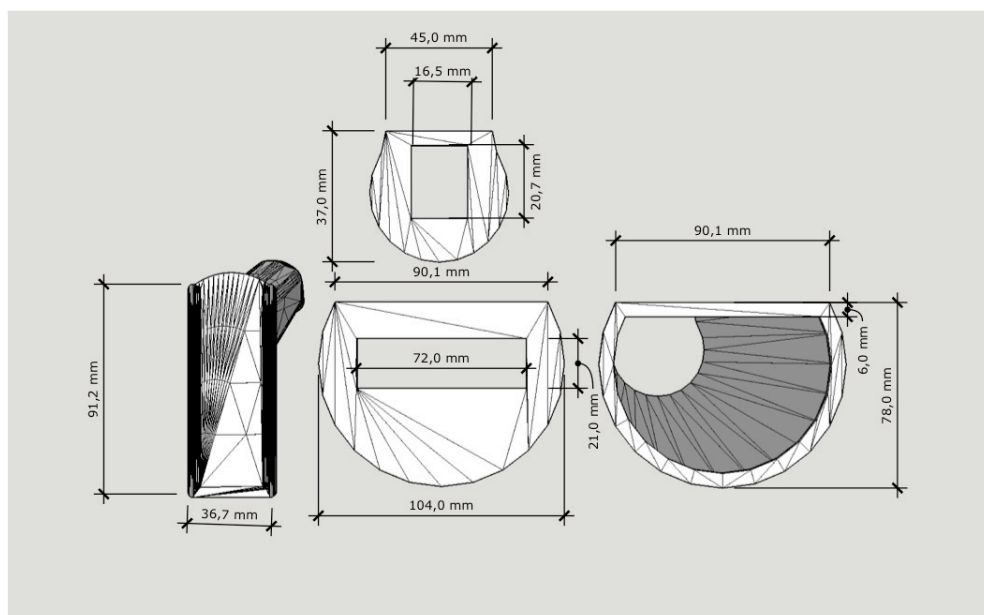
Obrázek 3.6: Pohled na návrh ze shora.



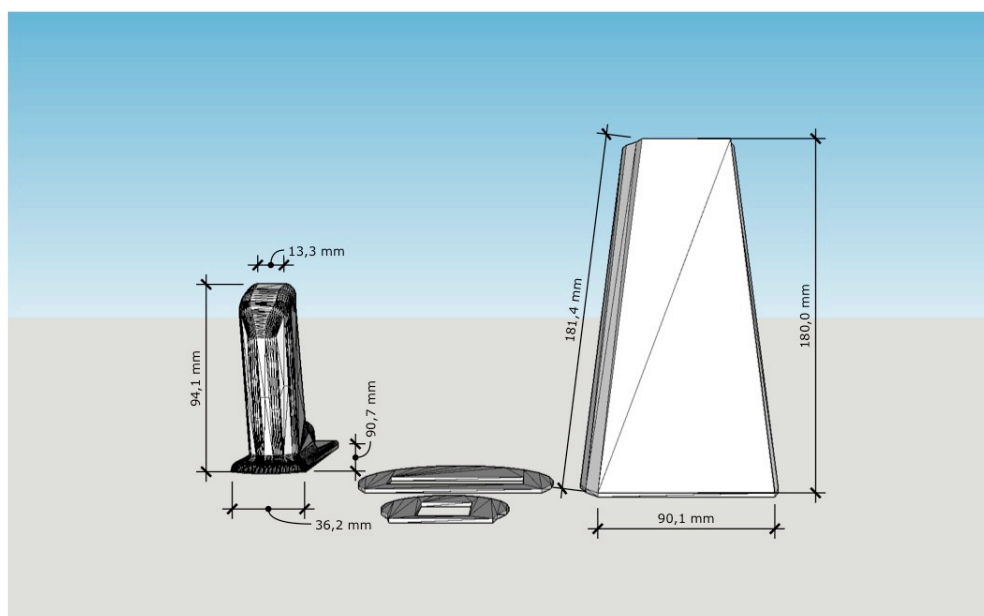
Obrázek 3.7: Pohled zprava.



Obrázek 3.8: Pohled zepředu.

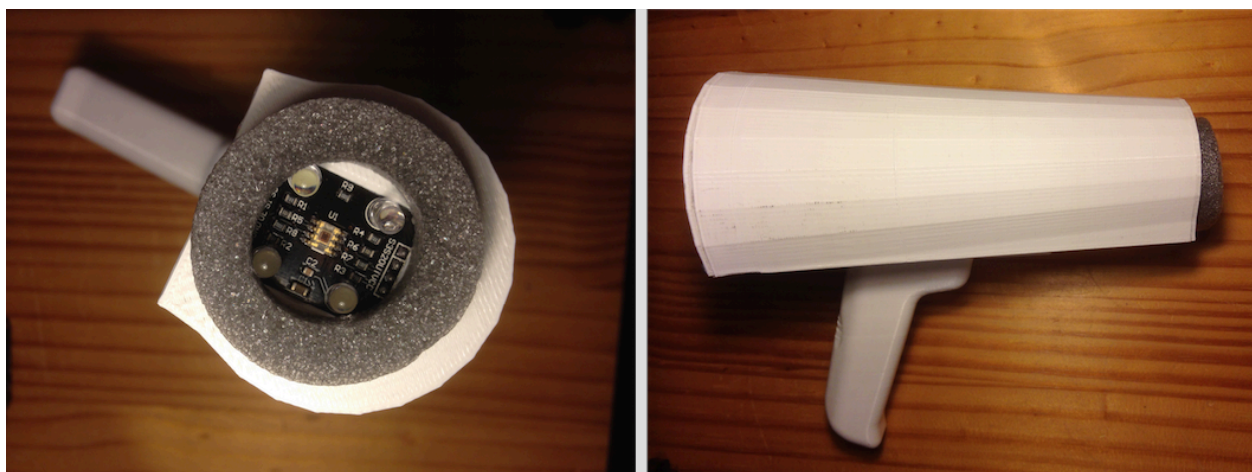


Obrázek 3.9: Okótován pohled zespodu.



Obrázek 3.10: Okótovaný pohled zezadu.

V poslední řadě vývoje krytu DSC 1 bylo zapotřebí vytvořit stínění senzoru proti vnějšímu osvětlení z vhodného materiálu tak, aby byl vhodný pro přiložení přístroje na tělo pacienta, aby jej nepodráždil a zároveň udržoval konstantní vzdálenost měření.



Obrázek 3.11: Vlevo pohled na kryt senzoru. Vpravo výsledný vzhled DSC 1.

3.4.3 Softwarové řešení

Jak již bylo dříve zmíněno (3.3.2), Arduino Uno využívá ke psaní zdrojového kódu své vlastní vývojové prostředí IDE. Při jeho návrhu se vycházelo z knihovny od společnosti ElecFreaks [23]. V této části jsou popsány jednotlivé procesy, které software postupně řeší. Kompletní zdrojový kód je popsán a uveden v příloze (Příloha A:). Hlavním principem této knihovny je převod frekvence na RGB hodnoty, které jsou následně uživateli sdělovány pomocí LCD displeje.

V prvním kroku ve vývojovém prostředí bylo potřeba definovat piny ke komunikaci LCD displeje a senzoru se softwarem. Což bylo provedeno pomocí funkce `LiquidCrystal lcd` a `define` následujícím způsobem.

```
LiquidCrystal lcd(8, 9, 7, 11, 12, 13);  
  
#define S0      6  
#define S1      5  
#define S2      4  
#define S3      3  
#define OUT     2
```

Poté došlo k inicializaci senzoru a nastavení frekvenční škály na 2 %. Důvod je ten, že při takovém režimu je možné měřit z různých rozsahů lepší citlivostí.

```
digitalWrite(S0, LOW); // Nastavení frekvenčního rozsahu  
digitalWrite(S1, HIGH);
```

Před započítím snímání senzorem, bylo zapotřebí jej zkalibrovat. Jak je již známo z předchozích kapitol absolutně bílá v RGB prostoru je popsána souřadnicemi [255; 255; 255]. Abychom senzoru tuto hodnotu sdělili je potřebné detekovat určité množství reflektovaného světla právě úměrné barvě bílé. Čímž vytvoříme horní hranici RGB prostoru. K tomu postačí bílá deska nebo bílý tvrdý papír. Tuto kalibraci je potřeba provádět před započítím měření, při restartu zařízení nebo při prvním spuštění. Pokud je toto měřítko stanovené je možné počítat RGB hodnoty právě do 255. K tomu je potřeba vypočítat tzv. faktor škály.

```
K_scale_factor[0] = 255.0/ k_array[0];      //Faktor škaly R
k_scale_factor[1] = 255.0/ k_array[1] ;     //Faktor škaly G
k_scale_factor[2] = 255.0/ k_array[2] ;     //Faktor škaly B
```

Kde g_array je pole do, kterého je uložena frekvence každého RGB filtru. Abychom mohli zobrazit výslednou RGB hodnotu stačí tedy faktor škály přenásobit frekvencí. K těmto krokům využíváme volací metodu void_TSC_Callback(). Ta vyvolává funkce a ukládá jejich hodnoty do příslušných proměnných v tomto případě RGB frekvenci do g_array[] a faktor škály do g_SF[]. Příklad zápisu pro výsledný parametr R je zobrazen pod textem.

```
lcd.print("R=");      //vysledny vypis hodnoty pro R na LCD
lcd.print(int(k_array[0] * g_scale_factor[0]));
lcd.print("  ");
lcd.setCursor(7, 0);
```

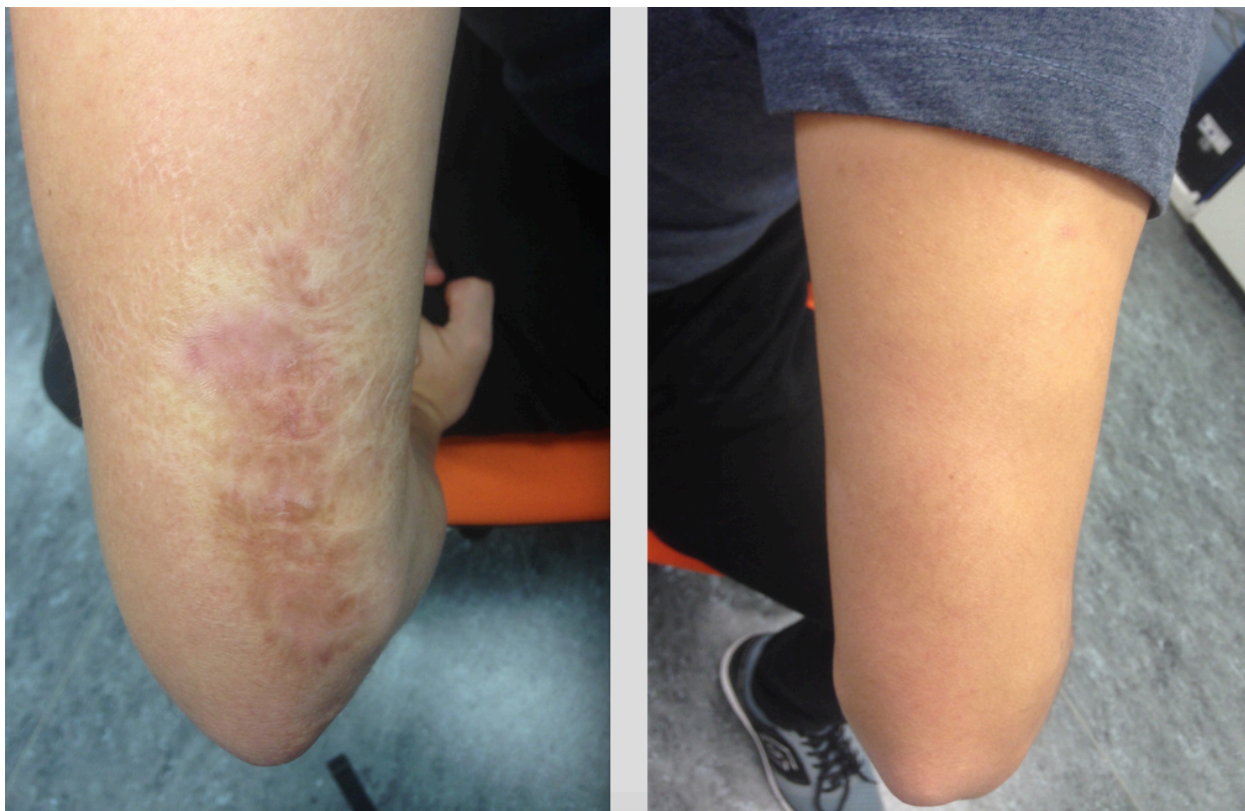
```
->WB Start
->Frequency R=523
->Frequency G=365
->Frequency B=402
->WB End
523
365
402
scale_factor_R=0.49
scale_factor_G=0.70
scale_factor_B=0.63
R=255
G=255
B=255
```



Obrázek 3.12: Vlevo zobrazení v serial portu. Vpravo zobrazení RGB hodnot na LCD displeji.

3.5 Testování

Ověření spolehlivosti a přesnosti přístroje bylo provedeno na několika klinických případech. V prvním případě byl testován muž 28 let, který je pacientem trpící hypertrofickou jizvou v dorzální oblasti pravé paže. Provedeno bylo 10 měření pro ruku zjizvenou i pro ruku levou, tedy bez postižení.



Obrázek 3.13: Zleva postižená dorzální jizevnatá oblast levé paže. Zprava zdravá část pravé paže.

Tabulka 3.7: Zobrazení jednotlivých hodnot naměřených kolorimetrem DSCI.

Číslo měření	Jizevnatá oblast paže			Zdravá oblast paže		
	R	G	B	R	G	B
1	175	53	34	190	66	38
2	172	51	33	189	63	33
3	170	59	33	186	65	36
4	175	58	32	183	63	34
5	179	59	32	199	70	60
6	179	60	34	202	71	60
7	179	60	35	192	62	38
8	179	52	32	198	68	38
9	176	58	32	197	67	37
10	179	58	33	201	67	31

Pro porovnání změny barvy u různých fototypů bylo provedeno měření u 22letého muže (mulata).



Obrázek 3.14: Fotografie dorzální oblasti pravé ruky bez postižení.

Tabulka 3.8: Naměřené hodnoty RGB z kožního kolorimetru pro druhého dobrovolníka.

Číslo měření	R	G	B
1	89	56	48
2	87	54	46
3	83	52	45
4	84	53	45
5	82	54	43
6	83	52	45
7	82	52	45
8	84	53	46
9	83	53	45
10	83	53	45

Následující testování proběhlo u pacienta, který se léčí na Popáleninovém centru FNO. Muž staršího věku. Byl poznamenán rozsáhlým hypertrofickým zjizvením, které bylo způsobeno účinky elektrického proudu vysokého napětí, 15 let staré jizvy. Průběh měření probíhal za konstantních podmínek, teplota 22,8 °C, relativní vlhkost 30,7 %. Testování bylo provedeno pro každou postiženou i zdravou část těla zvlášť a počet opakování byl roven 10. Příslušné obrázky a tabulky jsou uvedeny pod textem. Přehled naměřených RGB hodnot zleva pro jizvu a zprava pro zdravou část ramene.



Obrázek 3.15: Fotografie jizevnaté oblasti ramene.

Tabulka 3.9: Přehled naměřených hodnot zleva pro jizvu a zprava pro zdravou část ramene.

Číslo měření	Jizevnatá oblast ramene			Zdravá oblast ramene		
	R	G	B	R	G	B
1	155	70	65	183	105	92
2	159	67	61	184	105	92
3	156	72	68	184	104	91
4	151	78	67	185	105	93
5	149	75	66	186	107	94
6	149	73	63	186	106	93
7	151	71	62	186	107	94
8	154	73	63	184	106	94
9	154	64	65	183	106	96
10	156	60	68	185	107	93

Další testovací měření proběhlo v oblasti pravého stehna.

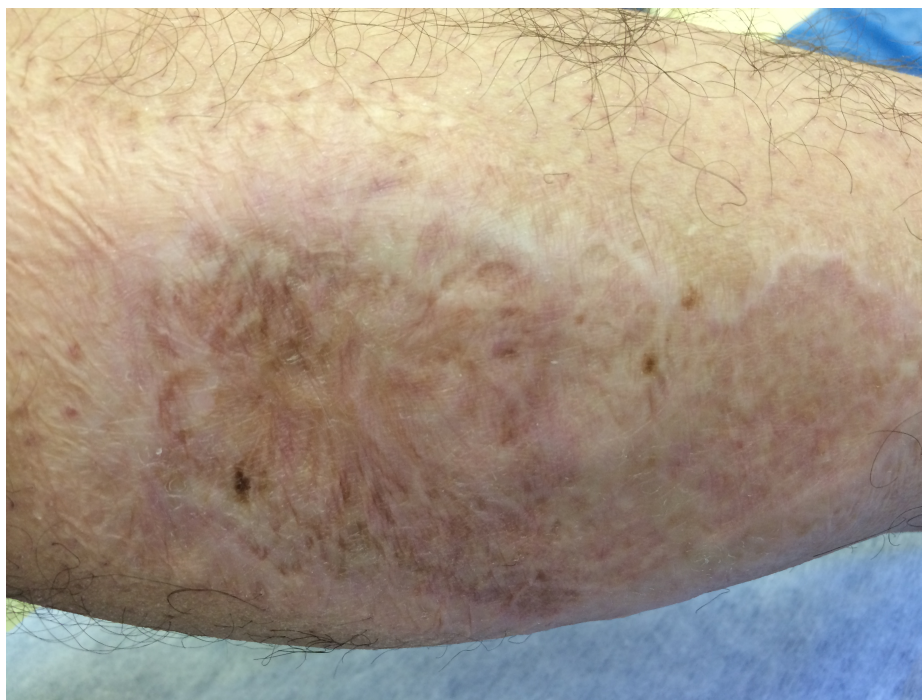


Obrázek 3.16: Ukázka hypertrofické jizvy na pravém stehnu.

Tabulka 3.10: Znázornění naměřených RGB hodnot kolorimetrem pro oblast ramene.

Číslo měření	Jizevnatá oblast stehna			Zdravá oblast stehna		
	R	G	B	R	G	B
1	124	70	68	135	70	63
2	132	69	66	131	70	63
3	116	65	62	133	72	65
4	115	64	62	133	71	64
5	114	64	61	132	70	63
6	122	70	67	131	69	63
7	123	70	67	129	69	63
8	124	70	67	130	70	64
9	123	70	67	131	70	62
10	124	71	69	129	69	62

Následné a poslední měření v rámci tohoto pacienta proběhlo v oblasti dorzální levého bérce.



Obrázek 3.17: Fotografie testované oblasti levého bérce.

Tabulka 3.11: Naměřené RGB hodnoty pro oblast levého bérce.

Číslo měření	Jizevnatá oblast levého bérce			Zdravá oblast levého bérce		
	R	G	B	R	G	B
1	121	57	35	134	76	69
2	128	71	67	137	76	69
3	128	71	67	137	76	69
4	128	72	68	137	77	66
5	130	72	68	141	78	71
6	130	72	68	138	77	67
7	123	68	65	135	74	67
8	123	69	65	130	71	64
9	126	71	68	121	68	63
10	129	72	67	133	73	67

3.5.1 Analýza a zhodnocení výsledků

Metodika měření probíhala následovně. Přístroj byl otestován celkem u 3 probandů. U dvou pacientů, kteří měli určitou část těla poškozenou hypertrofickou jizvou a u probanda, který byl fototypu V (mulat). V přechozích tabulkách jsou vypsány jednotlivé, naměřené RGB parametry. Šedou barvou jsou zvýrazněny ty hodnoty, které se navzájem nejvíce odlišují.

V případě probanda č. 1 je z výsledků zřejmé, že zařízení DSC1 prokázalo při měření zdravé a zjizvené oblasti odlišné výsledky. Nejčastěji opakované hodnoty u oblasti s jizvou byly pro parametry RGB následovné $R = 179$ a to pětikrát, $G = 58$ čtyřikrát a $B = 33$ taktéž čtyřikrát. Největší zaznamenané odchylky pro tuto oblast byly pro $R = 12$, $G = 9$ a pro $B = 3$. Nejmenší výchylka pak pro $R = 3$, $G = 1$, $B = 1$. Pro zdravou oblast byly naměřené hodnoty následující. Pro R se ani jednou číslo neshodovalo, $G = 67$ třikrát, $B = 38$ třikrát. Největší odchylka pro $R = 19$, $G = 9$ a $B = 29$. Nejmenší odchylka pro $R = 3$, $G = 1$, $B = 2$.

Proband č. 2 neměl popáleninové trauma, zapojen do tohoto testování byl z důvodu jeho vyšší pigmentace, a tak vhodným příkladem pro porovnání s ostatními výsledky. V tabulce (Tabulka 3.8) jsou jasně viditelné změny hodnot, zejména u parametru R , který je nižší téměř dvojnásobně. Tento jev je dán vyšší pigmentací jedince, ta více absorbuje barvu červenou, a tím pádem nastává menší detekce barvy odražené. V tomto případě nejčastěji zaznamenané hodnoty a jejich počet opakování pro 10 měření byl následující, $R = 83$ čtyřikrát, $G = 53$ čtyřikrát, $B = 45$ šestkrát. Odchylky, které měly při měření největší hodnoty byly $R = 4$, $G = 7$, $B = 5$ a nejmenší $R = 1$, $G = 1$, $B = 2$.

U posledního probanda byly porovnávány 3 jizvy s okolní zdravou tkání. Měřené oblasti: levé rameno, pravé stehno a dorzální část levého bérce.

Změřené hodnoty na hypertrofické jizvě levého ramene se shodovaly u parametru $R = 156$ dvakrát, $G = 73$ dvakrát a $B = 65$ dvakrát. Největší odchylky $R = 10$, $G = 18$, $B = 7$ a nejmenší naměřené odchylky $R = 1$, $G = 4$, $B = 1$. Zdravá okolní oblast shody pro $R = 184$ třikrát, $G = 105$ třikrát, $B = 93$ třikrát. Největší odchylky $R = 3$, $G = 3$, $B = 3$. Nejmenší odchylky $R = 1$, $G = 1$, $B = 1$.

Pravé zjizvené stehno. Shody: $R = 124$ třikrát, $G = 70$ pětikrát, $B = 67$ čtyřikrát. Největší odchylky: $R = 18$, $G = 7$, $B = 8$. Nejmenší odchylky: $R = 1$, $G = 1$, $B = 1$.

Pravá zdravá oblast stehna. Shody: $R = 131$ třikrát, $G = 70$ pětikrát, $B = 63$ pětikrát. Největší odchylky: $R = 6$, $G = 3$, $B = 3$. Nejmenší odchylky $R = 1$, $G = 1$, $B = 1$.

Dorzální zjizvená část levého bérce. Shody: $R = 128$ třikrát, $G = 72$ čtyřikrát, $B = 68$ čtyřikrát. Největší odchylky: $R = 9$, $G = 15$, $B = 33$. Nejmenší odchylky: $R = 1$, $G = 1$, $B = 1$.

Dorzální zdravá část levého bérce. Shody: $R = 137$ třikrát, $G = 76$ třikrát, $B = 69$ třikrát. Největší odchylky: $R = 20$, $G = 10$, $B = 8$. Nejmenší odchylky: $R = 1$, $G = 1$, $B = 1$.

Z naměřených dat lze vydedukovat, že zařízení dokáže snímat změnu při měření zdravé a zjizvené oblasti. Testování, které proběhlo u nezjizvené části prokázalo mnohem menší odchylky než u části zjizvené, což je pravděpodobně dáno topograficky hladším povrchem kůže. Měření však bylo ovlivněno několika faktory. Největší odchylky mohly být způsobeny mírnou změnou polohy kolorimetru a také tlakem, který byl na zařízení v různých chvílích vyvíjen. V neposlední řadě výsledky zcela jistě poznamenala míra ochlupení. To prokazují zejména výsledky měření u probanda č. 3, který měl v oblasti levého bérce ochlupení nejčtenější.

3.5.2 Eliminace nedostatků

Z analýzy výsledků taktéž vyplývají nepřesnosti měření, které ovlivnily již zmíněné faktory. K dosažení tedy co největší přesnosti měření by bylo zapotřebí udržet konstantní tlak přikládajícího kolorimetru, což by bylo pravděpodobně možné za využití pružiny. Dále zajistit oholení ochlupení daného místa a vytyčit přesné místo kontaktu s kůží. Pro další klinická měření by bylo vhodné tyto podmínky dodržovat, aby bylo možné stanovit přesné chyby přístroje. Celková velikost zařízení by byla v budoucnu možná a to vývojem plošného spoje, který by vyřadil vývojovou desku Arduino Uno a využil pouze na její čip ATmega328, jehož plocha je mnohonásobně menší. Poslední změnou by byla možnost napájení přístroje přímo ze sítě (230 V). Častá výměna 9 V baterie je totiž zbytečná a v dnešní době nepraktická. Alternativou by tedy bylo spíše pravidelné dobíjení baterie z externího zdroje napětí, tedy ze zásuvky. Jednou z podmínek užívání přístroje je teplotní závislost. LCD displej, který je u DSC1 použit, není přizpůsoben pro teplotu nižší než 0°C. Pokud by nevyhovoval této podmínce, může dojít k zamrznutí krystalu a funkce LCD displeje by tak byla ohrožena. Proto je důležité využívat tento prototyp nad teplotou 0 °C.

Závěr

Bakalářská práce se věnuje jedné z možností objektivního zhodnocení úrovně pigmentace hypertrofického jizvení po popáleninových traumatech. Hypertrofické jizvy vznikají zejména v terénu u hlubokého stupně popálenin, kdy dochází k destrukci epidermis a dermis, a představují nejčastější komplikaci popáleninových traumat. Celosvětová prevalence hypertrofického jizvení je velmi vysoká. Kromě kosmetického aspektu se projevuje řadou funkčních komplikací a patofyziologií kůže. Za normálních okolností probíhá hojení ve třech fázích: zánětlivé, proliferací a remodelační fázi. Při komplikovaném hojení je riziko rozvoje hypertrofických, funkčně omezujících a esteticky nevyhovujících jizev obzvláště vysoké. Hypertrofické jizvy vznikají v rozsahu primární rány a vystupují nad niveau okolní kůže; jsou bolestivé, tuhé, svědivé, zpočátku rudé, a mohou se rozvinout až jizevnaté kontraktury s nutností operační léčby.

Pro evaluaci popáleninových jizev a jejich odezvy na terapii se v klinické praxi rutinně používá několik skórovacích škál: POSAS (Patient and Observer Scar Assessment Scale), VAS (Visual Analog Scale), Manchester Scar Scale a nejčastěji používaná VSS (Vancouver Scar Scale), která je založena na hodnocení pigmentace, výšky, poddajnosti (pliability) a vaskularizace jizvy. Evaluace jizev pomocí uvedených škál je inherentně subjektivní – závisí na zkušenostech a dovednostech posuzujícího lékaře, a tím do určité míry omezuje validitu tohoto hodnocení. Výsledek klinického zhodnocení – subjektivního pohledu lékaře – bývá často omezen pouze na stanovení úrovně "světlosti" jizvy a hodnocení nabývá výsledku hyperpigmentovaná nebo hypopigmentovaná jizva. Vzhled jizvy při subjektivním hodnocení může být ovlivněn ambientními světelnými či tepelnými vlivy, tlakovým působením speciálních trikotů, tlakovými masážemi nebo lokální aplikací hojivých prostředků (krémy, masti, gely), které jizvy hydratují, zvláčňují a napomáhají ústupu hypertrofie.

Ze získaných teoretických a praktických znalostí bylo vyvinuto zařízení, které je schopno objektivně detekovat barvu kůže a kvantifikovat ji numericky dle úrovně barevného prostoru (R – red, G – green, B – blue). Z klinického testování bude možno v budoucnu stanovit guidelines (korelace subjektivního hodnocení s objektivním pomocí kožního kolorimetru) pro dané klinické pracoviště.

Ověřováním měřicího přístroje (kožního kolorimetru) v klinické praxi byla jednoznačně prokázána jeho funkčnost a přínosnost v procesu objektivního klinického hodnocení pigmentace hypertrofických jizev po termických traumatech. Zařízení bylo testováno také na zdravých jedincích, na odlišných fototypech kůže (běloch vs. mulat), ale také u rozsáhlých „starých“ a „vyzrálých“ hypertrofických jizev.

Testování přístroje poskytlo informace o přesnosti měření a projevy se jistě nedostatky. Drobné anomálie ve výsledcích měření, které byly v průběhu měření upozorovány, byly vysvětleny a další měření v klinické praxi bude probíhat za doporučených podmínek – pravidelná kalibrace senzoru, eliminace ochlupení měřené anatomické lokality a vlivu rušivého ambientního osvětlení. Zařízení bude dále klinicky zkoušeno za experimentálních podmínek – vliv ambientních světelných a tepelných (i lokálních) podmínek, léčiv aplikovaných na kůži, vliv laserterapie a celkové terapie. Výsledky měření kožního kolorimetru budou dále korelovány s výsledky měření viskoelastických parametrů kůže pomocí kutometrických měření a s tloušťkou hypertrofické jizvy měřené pomocí vysokofrekvenční ultrasonografie.

Výsledky následujících dílčích klinických studií přispějí k vývoji rozšířené verze zařízení, které bude plnohodnotným klinickým prostředkem pro monitorování léčby, její úspěšnosti a nastavení optimální terapie s ohledem na minimální zátěž pro pacienta, to vše za ekonomicky přijatelných podmínek.

Dalším možným návrhem na řešení této problematiky, je možnost využití rozpoznání digitálního obrazu. I tato metoda bude však mít v klinické praxi své limity. Pořízený snímek by musel být zaznamenán vždy v konstantních podmínkách tak, aby nedošlo ke zkreslení vlivem ambientních světelných podmínek. To lze teoreticky eliminovat stíněním v podobě černého matného krytu. Další podmínkou by bylo měření za konstantní intenzity světelného zdroje o stejném výkonu. Jeho výhodou by byla možnost zobrazení větší plochy měřené oblasti a zejména eliminace vyvíjeného tlaku na kůži, která bezpochyby znehodnocuje přesnost měření kolorimetrem.

Závěrem lze konstatovat, že dosavadní měřicí možnosti beta verze kožního kolorimetru přineslo pro klinickou praxi možnost objektivizovat proces hodnocení úrovně pigmentace hypertrofického jizvení. Kožní kolorimetr lze zařadit do designu dalších, výše uvedených klinických testů. Jeho možnosti využití se neomezuji pouze na hodnocení pigmentace hypertrofického jizvení, ale také na sledování účinků farmakologické léčby aplikované na kůži či praktik, kdy právě barva kůže identifikuje účinnost léčby a detekuje i sebemenší pokroky terapie. Využitelnost tedy spatřuji nejen v lékařství – popáleninová medicína, dermatologie, onkologie (rozšíření diagnostiky melanomů), ale také ve stomatologii, stejně tak, jako v průmyslových oblastech zaměřujících se na výrobu barevných povrchů.

Použitá literatura

- [1] ECKHARDT, L, J A MAYER, L CREECH, M R JOHNSTON, K J LUI, J F SALLIS a J P ELDER. Assessing children's ultraviolet radiation exposure: the potential usefulness of a colorimeter. *American Journal of Public Health*. 1996, **86**(12): 1802-1804. DOI: 10.2105/AJPH.86.12.1802. ISSN 0090-0036.
- [2] ZHAI, Hongbo, Heidi P. CHAN, Sara FARAHMAND, Gert E. NILSSON a Howard I. MAIBACH. Comparison of tissue viability imaging and colorimetry: skin blanching. *Skin Research and Technology*. 2009, vol.5(no.1).
- [3] GASPARD, Sanna, Todd PRZYBYCIEN a Mel SIEGEL. Skin-Color-Compensated Colorimeter for Detection and Classification of Pressure Ulcers. In: 2008 IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference [online]. IEEE, 2008, s. 1542-1547 [cit. 2016-04-27]. DOI: 10.1109/IMTC.2008.4547288. ISBN 978-1-4244-1540-3.
- [4] MATIAS, Ana Rita, Marta FERREIRA, Paulo COSTA a Patricia NETO. Skin colour, skin redness and melanin biometric measurements: comparison study between Antera ® 3D, Mexameter ® and Colorimeter ®. *Skin Research and Technology* [online]. 2015, 21(3), 346-362 [cit. 2016-04-27]. DOI: 10.1111/srt.12199. ISSN 0909752x.
- [5] JOHNSTON, S., 2001. *A history of light and colour measurement: science in the shadows*. Philadelphia: Institute of Physics Pub. c2001. ISBN 0 7503 0754 4.
- [6] KAŠ, J., M. KODÍČEK a O. VALENTOVÁ, 2005. *Laboratorní techniky biochemie..* Praha: Vysoká škola chemicko-technologická. ISBN-80-7080-586-2.
- [7] MALÁT, D. M., 1956. *Kolorimetrie*. Praha: Československá akademie věd.
- [8] JOHNSTON, Sean. The construction of colorimetry by committee. *Science in Context*. 1996, (9). ISSN 0269-8897.
- [9] NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA, HOUDEK, Lubomír (ed.). *Přehled anatomie. 2., dopl. a přeprac. vyd.* Praha: Karolinum, 2009. ISBN 978-80-246-1717-6.
- [10] HORÁČEK, Jaroslav. *Anatomie pro bakalářské studium se zdravotnickým zaměřením*. Ostrava, 2006.
- [11] ECKHARDT, L, J A MAYER, L CREECH, M R JOHNSTON, K J LUI, J F SALLIS a J P ELDER. Assessing children's ultraviolet radiation exposure: the potential usefulness of a colorimeter. *American Journal of Public Health*. 1996, **86**(12): 1802-1804. DOI: 10.2105/AJPH.86.12.1802. ISSN 0090-0036. Dostupné také z: <http://ajph.aphapublications.org/doi/abs/10.2105/AJPH.86.12.1802>
- [12] *Assessment of Skin Scars in Clinical Practice and Scientific Studies*. Finland, 2011. ISBN 978-951-44-8609-8. Accademic dissertation. University of Tampere, School of Medicine.
- [13] Hypertrofické a keloidní jizvy. Sdělení z praxe [online]. 2010, 4(2) [cit. 2015-10-12]. Dostupné z: <http://www.dermatologiepropraxi.cz/pdfs/der/2010/02/06.pdf>

- [14] KLAUZOVÁ, Kateřina. Praktické lékařství. *Jizvy a jejich léčba*. 2009, 5(3). ISSN 1803-6597. Dostupné také z: <http://www.praktickelekarenstvi.cz/pdfs/lek/2009/03/05.pdf>
- [15] ELGAMMAL, Ahmed, Crystal MUANG a Dunxu HU. Skin Detection: a Short Tutorial. Rutgers University, USA: Department of Computer Science, , 10. ISSN 08902.
- [16] BRUSSELAERS, Nele, Ali PIRAYESH, Henk HOEKSEMA, Jozef VERBELEN, Stijn BLOT a Stan MONSTREY. Burn scar assessment: A systematic review of objective scar assessment tools. *Burns* [online]. 2010, 36(8), 1157-1164 [cit. 2016-04-06]. DOI: 10.1016/j.burns.2010.03.016. ISSN 03054179. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0305417910001051>
- [17] VAVREČKA, Marek. Inteligentní monitorovací systém dynamiky změny kožních pigmentů v čase. Ostrava, 2015. Diplomová práce. Vysoká škola Báňská-Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Ing. Zdeněk Macháček, Ph.D.
- [18] VODA, Zbyšek. Průvodce světem Arduina. Vydání první. Bučovice: Martin Stříž, 2015. ISBN 978-80-87106-90-7
- [19] ZACPAL, Michal. MALÝ ROBOT PRO SLEDOVÁNÍ ČÁRY [online]. Brno, 2013 [cit. 2016-04-19]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=65859. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. Lukáš Kopečný, Ph.D
- [20] ZMEŠKAL, Oldřich, Michal ČEPPAN a Petr DZIK. Barevné prostory a správa barev. Brno, 2002. ZMEŠKAL, Oldřich, Michal ČEPPAN a Petr DZIK. Barevné prostory a správa barev. Brno, 2002.
- [21] ŠPIČKA, Ivo a Robert FRISCHER. Počítačová geometrie a grafika [CD-ROM]. Vyd. 1. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2012. ISBN 978-80-248-2590
- [22] ŽLEBEK, MICHAL. Konstrukce 3D tiskrány pro materiály s vyšší pevností [online]. Brno, 2015 [cit. 2016-04-27]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=101308. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. DANIEL KOUTNÝ, Ph.D.
- [23] TSC230 Color Sensor Demo for Arduino. In: *Www.elec Freaks.com* [online]. China: ElecFreaks, 2011 [cit. 2016-04-28]. Dostupné z: <http://www.elec Freaks.com/1666.html>
- [24] VERHAEGEN, Pauline D. H. M, Martijn B. A. van der WAL, Esther MIDDELKOOP a Paul P. M. van ZUIJLEN. Objective Scar Assessment Tools: A clinimetric Appraisal. *Plast Reconstr Surg*. 2011, 127(4), 1561–1570. DOI: 10.1097/PRS.0b013e31820a641a.
- [25] PERRY, Donna M., Duncan A. MCGROUTHER a Ardeshir BAYAT. Current Tools for Noninvasive Objective Assessment of Skin Scars. *Plast Reconstr Surg*. 2010, 126(3), 912-923. DOI: 10.1097/PRS. 0b013e3181e6046b.

Seznam příloh

Příloha A:	Zdrojový kód	I
Příloha B:	Tabulka fototypů dle Fitzpatricka	VI
Příloha C:	Tabulka podle Lunda-Browdera.....	VI
Příloha D:	CD	VI

Příloha A: *Zdrojový kód*

```
////__SKIN COLORIMETER_Bakalarska_prace_Kamensky__////
#include <TimerOne.h> //knihovny
#include <LiquidCrystal.h>
LiquidCrystal lcd(8, 9, 7, 11, 12, 13); //definovani LCD pinu

#define S0      6  //definovani pinu senzoru
#define S1      5
#define S2      4
#define S3      3
#define OUT     2

                                //promenne
int   k_counter = 0;    // vypocet frekvence
int   k_array[3];      // pole RGB hodnoty
int   k_row = 0;       // RGB rada
float k_scale_factor[3];      // Ulozit RGB faktor

void TSC_Init()
{

    lcd.begin(16,2);

    pinMode(S0, OUTPUT);
    pinMode(S1, OUTPUT);
    pinMode(S2, OUTPUT);
    pinMode(S3, OUTPUT);
    pinMode(OUT, INPUT);

    digitalWrite(S0, LOW); // vystupni frekvencni skala 2%
    digitalWrite(S1, HIGH);
```

```
}

// Select the filter color
void TSC_FilterColor(int Level01, int Level02)
{
    if(Level01 != 0)
        Level01 = HIGH;

    if(Level02 != 0)
        Level02 = HIGH;

    digitalWrite(S2, Level01);
    digitalWrite(S3, Level02);
}

void TSC_Count()
{
    k_counter ++ ;
}

void TSC_Callback()
{
    switch(k_row)
    {
        case 0:
            Serial.println("->Start");
            TSC_WB(LOW, LOW);          //Filter without Red
            break;
        case 1:
            Serial.print("->Frekvence R=");
            Serial.println(k_counter);
            k_array[0] = k_counter;
```

```

        TSC_WB(HIGH, HIGH);                //Filter without Green
        break;

    case 2:
        Serial.print("->Frekvence G=");
        Serial.println(k_counter);
        k_array[1] = k_counter;
        TSC_WB(LOW, HIGH);                //Filter without Blue
        break;

    case 3:
        Serial.print("->Frekvence B=");
        Serial.println(k_counter);
        Serial.println("->WB End");
        k_array[2] = k_counter;
        TSC_WB(HIGH, LOW);                //Clear(no filter)
        break;

    default:
        k_counter = 0;
        break;
}
}

void TSC_WB(int Level0, int Level1)        //White Balance
{
    k_counter = 0;
    k_row ++;
    TSC_FilterColor(Level0, Level1);
    Timer1.setPeriod(1000000);            //Nastaveni na 1s timer
}

void setup()
{

```

```
TSC_Init();
Serial.begin(9600);
Timer1.initialize();
Timer1.attachInterrupt(TSC_Callback); //volani funkce
TSC_Callback kzdou sekundu
attachInterrupt(0, TSC_Count, RISING);

delay(4000);

for(int i=0; i<3; i++)
    Serial.println(k_array[i]);

k_scale_factor[0] = 255.0/ k_array[0];    //R Scale factor
k_scale_factor[1] = 255.0/ k_array[1] ;    //G Scale factor
k_scale_factor[2] = 255.0/ k_array[2] ;    //B Scale factor

Serial.println(k_scale_factor[0]);
Serial.println(k_scale_factor[1]);
Serial.println(k_scale_factor[2]);

}

void loop()
{
    k_row = 0;
    lcd.print("R=");    //vysledny vypis hodnoty pro R na LCD
    lcd.print(int(k_array[0] * k_scale_factor[0]));
    lcd.print("  ");
    lcd.setCursor(7, 0);

    lcd.print("G=");    //vysledny vypis hodnoty pro G na LCD
    lcd.print(int(k_array[1] * k_scale_factor[1]));
```

```
    lcd.print("  ");  
    lcd.setCursor(0, 1);  
  
    lcd.print("B=");          //vysledny vypis hodnoty pro B na LCD  
    lcd.print(int(k_array[2] * k_scale_factor[2]));  
    lcd.print("  ");  
    lcd.setCursor(0, 0);  
    delay(4000);  
  
}
```

Příloha B: *Tabulka fototypů dle Fitzpatricka*

Fototyp	Charakteristika	Označení	Reakce kůže	Erytém
I	Velmi světlá plet'	Keltský typ	Velice citlivá kůže, spálí se a neopálí	Do 10 min.
II	Světlá plet'	Evropský typ	Nejdříve se spálí, poté zbarvení do hněda	Do 20 min.
III	Světle hnědá	Evropský typ	Ze začátku lehké spálení, poté zbarvení do hněda	Do 30 min.
IV	Hnědá plet'	Středomořský typ	Nespálí se, trvalé a dlouhodobé opálení	Do 40 min.
V	Sytě hnědá plet'	Arabský typ	Bez reakce na slunce	-
VI	Černá plet'	Africký typ	Bez reakce na slunce	-

Příloha C: *Tabulka podle Lunda-Browdera*

Část těla	U dospělých	Novorozeně	1 rok	5 let	10 let	15 let
	%	%	%	%	%	%
Hlava	7	19	17	13	11	9
Krk	2	2	2	2	2	2
Přední část trupu	13	13	13	13	13	13
Zadní část trupu	13	13	13	13	13	13
Obě paže	8	8	8	8	8	8
Obě předloktí	6	6	6	6	6	6
Obě ruce	5	5	5	5	5	5
Genitalie zevní	1	1	1	1	1	1
Hýždě	5	5	5	5	5	5
Obě stehna	19	11	13	16	17	18
Oba bérce	14	10	10	11	12	13
Obě nohy	7	7	7	7	7	7

Příloha D: *CD*

Obsahem tohoto CD jsou všechny části této bakalářské práce. Bakalářská práce, přílohy a program s příslušnými knihovnami pro softwarovou funkci DSC1.